



M 2014

U. PORTO
FEUP FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

CARACTERIZAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE UMA VÉRTEBRA LOMBAR; COM E SEM CIMENTAÇÃO

CLÁUDIA OLIVEIRA SIMÕES CARNEIRO
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO APRESENTADA
À FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA

DISSERTAÇÃO

**Caracterização Do Comportamento
Mecânico De Uma Vértebra Lombar;
Com E Sem Cimentação**

Cláudia Oliveira Simões Carneiro

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado em Engenharia Biomédica

Porto, Julho de 2014

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Caracterização Do Comportamento Mecânico De Uma Vértebra Lombar; Com E Sem Cimentação

Cláudia Oliveira Simões Carneiro

Licenciada em Engenharia Biomédica pela Escola Superior de Estudos Industriais e de Gestão
(2012)

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado em Engenharia Biomédica

Porto, Julho de 2014

Dissertação realizada sob a orientação de:

Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz

Prof. Associado do Departamento de Engenharia Mecânica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

•

Com a coorientação de:

Doutor Nuno Silva de Morais Neves

Cirurgião ortopédico

Centro Hospitalar São João

Dissertação realizada com o apoio de:



Agradecimentos

Desejo expressar o meu agradecimento a todas as pessoas e entidades que contribuíram direta ou indiretamente para a concretização deste trabalho.

Em primeiro lugar, quero agradecer aos meus orientadores, Professor Dr. Mário Vaz e Dr. Nuno Neves por todo o acompanhamento, motivação para o trabalho e pelos recursos disponibilizados para o seu desenvolvimento.

Agradeço ao Engenheiro Nuno Viriato, Dra. Viviana Pinto, Dr. José Xavier e Dr. Jaime Monteiro por toda a disponibilidade e dedicação no ensino da manipulação dos programas comerciais e das técnicas experimentais a utilizar.

À FEUP e, em particular, ao LOME e INEGI, o meu agradecimento pelas condições de trabalho facultadas.

Agradeço ao INEB, especialmente à Dra. Cristina Ribeiro, pela colaboração que mantivemos na realização deste trabalho.

Agradeço ao Hospital São João pela colaboração prestada através do serviço de Radiologia.

Aos meus pais, a quem dedico esta dissertação, o meu maior agradecimento por me terem proporcionado atingir esta formação, pelo apoio incondicional prestado e pelo aconselhamento sempre sensato em todas as decisões tomadas durante o meu percurso académico.

Aos meus restantes familiares, particularmente à minha avó Ana, tia Helena, madrinha Fernanda e irmão Domingos, um agradecimento especial pelo apoio sempre prestado.

Aos meus amigos, especialmente à Luísa Cruz e Catarina Lobo, o meu mais sincero obrigado pelo companheirismo que sempre demonstraram nesta etapa.

Por fim, um agradecimento muito especial ao Humberto Marques por todo o apoio e pela paciência inesgotável sempre demonstrada.

A todos, o meu agradecimento.

Resumo:

As fraturas por compressão do corpo vertebral são das complicações mais frequentes decorrentes da osteoporose. A cifoplastia é um procedimento cirúrgico efetuado para estabilizar ou prevenir a ocorrência de fraturas deste tipo e o único tratamento no qual se tenta restituir a altura original da vértebra. Tipicamente, o procedimento consiste numa injeção percutânea de PMMA numa cavidade produzida no osso trabecular. Por vezes, o PMMA revela-se excessivamente rígido e não promove o crescimento de novo osso. Assim sendo, deverão ser exploradas estratégias que permitam alcançar a resistência mecânica adequada e a regeneração óssea. Os cimentos de fosfato de cálcio são opções promissoras neste âmbito devido à sua semelhança com a fase inorgânica do osso mas é necessário prosseguir com investigação relativamente ao seu desempenho biomecânico. A eficácia de uma cifoplastia pode estar dependente do tipo e volume de cimento ósseo assim como da abordagem cirúrgica efetuada. Este trabalho pretende caracterizar o comportamento mecânico de uma vértebra lombar saudável, osteoporótica e com vários tipos de reforço profilático, com o objetivo de investigar a influência dos parâmetros supracitados na restituição das propriedades mecânicas da vértebra intacta. O método dos elementos finitos constitui uma excelente ferramenta para prever o efeito biomecânico de tais parâmetros, com repetidas simulações sobre a mesma vértebra.

Neste trabalho desenvolveu-se um modelo 3D de uma vértebra lombar a partir de imagens recolhidas por tomografia computadorizada. A malha de elementos finitos foi gerada recorrendo ao programa comercial de elementos finitos Ansys. As propriedades mecânicas especificadas para a parede cortical, osso trabecular, placas terminais, elementos posteriores e PMMA foram extraídas da literatura. No caso do fosfato de cálcio, as propriedades mecânicas foram determinadas experimentalmente, com ensaios de compressão. Aplicou-se uma força compressiva de 800 N na placa terminal óssea superior enquanto a inferior foi totalmente fixada. A osteoporose foi simulada reduzindo o módulo de elasticidade do osso trabecular em 66% e do osso cortical em 33%. Um esferóide-oblató ou dois esferóides-prolatos, perfazendo 10 ou 20% do volume do corpo vertebral correspondem ao preenchimento unipedicular ou bipedicular, respetivamente. Produziram-se dois modelos físicos da vértebra, por prototipagem rápida, para validação do modelo numérico com ensaios de interferometria eletrónica por padrões *speckle (ESPI)*. Para o caso estudado, os resultados sugerem como tratamento mais eficaz a abordagem bipedicular com um reforço de PMMA de 20%. Este modelo revelou-se uma ferramenta muito útil na previsão de alterações no comportamento mecânico de uma vértebra, fornecendo diretrizes para melhorar a eficácia deste tratamento e prevenir o aparecimento de complicações indesejadas.

Palavras-chave: vértebra, cifoplastia, cimento ósseo, resistência mecânica, regeneração óssea.

Abstract:

Vertebral compression fractures are one of the most frequent clinical outcomes from osteoporosis. Kyphoplasty is a surgical procedure for stabilizing or preventing those fractures to occur and the only treatment option that attempt to restore the original height of the vertebra. Typically, the procedure consists of a percutaneous injection of PMMA into a cavity produced on trabecular bone. PMMA can be excessively rigid and doesn't promote bone regrowth. New solutions should be explored in order to obtain the appropriate mechanical strength and bone regeneration. Calcium phosphate cements are promising options due to their similarity to the inorganic phase of bone, but yet more research needs to be conducted on their biomechanical performance. The efficiency of a kyphoplasty in recovering the mechanical strength of a vertebra might depend not only on bone cement type, but also on the volume of the cement reinforcement and on the surgical approach. This work aims to characterize the biomechanical behavior of a lumbar vertebra in healthy, osteoporotic and various prophylactic-augmented conditions in order to investigate the influence of the aforementioned parameters in mechanical strength restitution. A finite element analysis is an excellent tool for predicting the biomechanical effect of such parameters with repeated simulations on the same vertebra.

A 3D model of a lumbar vertebra was developed from a CT scan. The finite element mesh was generated using Ansys commercial finite element package. The mechanical properties specified for the cortical wall, trabecular bone, endplates, posterior elements and PMMA were collected from the literature. The mechanical properties of the calcium phosphate bone cement were obtained from compression tests. A compressive force of 800 N was applied to the superior endplate while the inferior one was entirely constrained. Osteoporosis was simulated reducing trabecular bone Young modulus in 66% and the cortical one in 33%. One oblate-spheroid or two prolate-spheroids making 10 or 20% of the vertebral body volume correspond to unipedicular or bipedicular filling, respectively. Two physical models of the vertebra were obtained by rapid prototyping for numerical model validation with electronic speckle pattern interferometry (*ESPI*).

For this case study, the results suggest 20% bipedicular filling to be the best treatment option.

This model proved to be a very useful tool for predicting changes on the biomechanical behavior of a lumbar vertebra, providing guidelines for physicians to improve the efficiency of these treatments and to prevent undesired clinical outcomes to occur.

Key-words: vertebra, kyphoplasty, bone cement, mechanical strength, bone regeneration.

Conteúdos

Agradecimentos.....	i
Resumo:.....	ii
Abstract:.....	iii
Conteúdos	iv
Lista de figuras.....	vii
Lista de tabelas	xii
Simbologia.....	xiii
Capítulo 1 - Introdução.....	1
1.1 Contexto	1
1.2 Objetivos	3
1.3 Estrutura	5
Capítulo 2 - Estrutura da Coluna Vertebral.....	7
2.1 Introdução	7
2.2 Estrutura	8
2.2.1 Vértebras	9
2.2.1.1 Cervicais.....	11
2.2.1.2 Torácicas	13
2.2.1.3 Lombares.....	14
2.2.2 Discos Intervertebrais.....	14
2.2.3 Ligamentos Intervertebrais.....	16
Capítulo 3 - Fisiologia e Histologia Óssea.....	18
3.1 Introdução	18
3.2 Funções.....	19
3.3 Arquitetura.....	19
3.4 Células Ósseas	21
3.5 Reabsorção e Remodelação Óssea.....	21
Capítulo 4 - Fraturas por Compressão do Corpo Vertebral Osteoporótico	22
4.1 Introdução	22
4.2 Osteoporose	23
4.3 Fraturas por Compressão do Corpo Vertebral.....	23
4.4 Cifoplastia vs Vertebroplastia.....	24
4.4.1 PMMA.....	26
4.4.2 Fosfatos de Cálcio	26
Capítulo 5 - Mecânica do Tecido Ósseo	28
5.1 Introdução	28

5.2	Conceitos Fundamentais da Ciência dos Materiais	29
5.3	Equação Constitutiva do Osso	31
5.3.1	Modelo do Sólido Elástico Hookeano	32
Capítulo 6 - Método dos Elementos Finitos		34
6.1	Introdução	34
6.2	Características do MEF	35
6.3	Modelação 3D da Geometria de Vértebras Lombares	36
6.4	Simulação da Osteoporose e da Cimentação Óssea.....	37
6.5	Validação do Modelo de Elementos Finitos	40
6.5.1	Prototipagem Rápida	41
6.5.1.1	Estereolitografia.....	42
6.5.2	Interferometria Eletrónica por Padrões <i>Speckle</i>	43
6.5.3	Correlação Digital de Imagem	45
Capítulo 7 - Modelos Numéricos 3D de Elementos Finitos.....		47
7.1	Introdução	47
7.2	Materiais e Métodos.....	48
7.2.1	Obtenção da Geometria.....	48
7.2.1.1	Cimentação Óssea.....	51
7.2.2	Definição da Malha	53
7.2.3	Atribuição das Propriedades Mecânicas.....	54
7.2.3.1	Caracterização das Propriedades Mecânicas das Microsfemas de HAp+AS-Sr	54
7.2.4	Condições de Carga e Restrições	61
7.2.5	Validação do Modelo de Elementos Finitos	61
7.2.5.1	<i>Sawbones</i>	62
7.2.5.2	Prototipagem rápida.....	63
7.2.5.3	Caracterização das Propriedades Mecânicas da Resina <i>RenShape</i> [®] SL 7810	64
7.2.5.4	Simulação de uma Cifoplastia	67
7.2.5.5	Interferometria Eletrónica por Padrões <i>Speckle</i>	68
Capítulo 8 - Resultados e Análise.....		71
8.1	Introdução	71
8.2	Morfometria da Vértebra.....	72
8.3	Efeito da Osteoporose	73
8.4	Efeito da Cimentação Óssea.....	81
8.4.1	Abordagem unipedicular com 10% do volume do corpo vertebral reforçado com PMMA	81
8.4.2	Abordagem unipedicular com 10% do volume do corpo vertebral reforçado com Microsfemas de HAp+AS-Sr.....	83

8.4.3 Abordagem unipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com PMMA	85
8.4.4 Abordagem unipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com as Microsféras de HAp+AS-Sr.....	87
8.4.5 Abordagem bipedicular com 10% do corpo vertebral reforçado com PMMA.....	89
8.4.6 Abordagem bipedicular com 10% do volume do corpo vertebral reforçado com Microsféras de HAp+AS-Sr.....	91
8.4.7 Abordagem bipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com PMMA	93
8.4.8 Abordagem bipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com Microsféras de HAp+AS-Sr.....	95
8.5 Validação do Modelo de Elementos Finitos	97
8.5.1 Caracterização das Propriedades Mecânicas da Resina <i>RenShape</i> ® SL 7810.....	98
8.5.2 Interferometria Eletrônica por Padrões <i>Speckle</i>	101
Capítulo 9 - Discussão de Resultados	104
Capítulo 10 - Conclusões e Trabalho Futuro	108
10.1 Conclusões.....	108
10.2 Trabalho Futuro	110
Bibliografia	111

Lista de figuras

Figura 2.1 - Vista anterior (a), vista lateral (b) e vista posterior (c) da coluna vertebral adaptado de (Netter 2003).	9
Figura 2.2 - Vista superior (a) e vista lateral (b) da constituição típica de uma vértebra adaptado de (Agur & Dalley 2013).	11
Figura 2.3 - Vista superior das vértebras atlas, áxis e de uma vértebra cervical típica (C5) adaptado de (Tate 2012).	12
Figura 2.4 - Vista superior de uma vértebra torácica (T6) adaptado de (Netter 2003).	13
Figura 2.5 - Vista superior de uma vértebra lombar (L2) adaptado de (Netter 2003).	14
Figura 2.6 - Discos intervertebrais adaptado de (Tate 2012).	15
Figura 2.7 - Ligamentos da coluna vertebral adaptado de (Netter 2003).	17
Figura 3.1 - Histologia de uma vértebra adaptado de (Drake et al. 2008).	20
Figura 3.2 - Comportamento do sistema trabecular vertical (à esquerda) e do sistema trabecular vertical e horizontal (à direita), quando aplicada uma carga axial, no corpo vertebral (Izzo et al. 2013).	20
Figura 4.1 - Fratura por compressão do corpo vertebral na vértebra L2 indicada pela seta adaptado de (Zoarski et al. 2002).	24
Figura 4.2 - Cifoplastia: (a) colapso vertebral antes do procedimento, (b) colocação do balão via parapédicular unilateral, (c) inflação do balão, (d) injeção do cimento, (e) aspecto da vértebra após o procedimento e (f) aspecto do balão adaptado de (Hardouin et al. 2002).	25
Figura 5.1 - Tensão e deformação à tração adaptado de (Ratner et al. 2004).	29
Figura 5.2 - Relação tensão-deformação para uma resposta linear elástica adaptado de (Callister 2001).	30
Figura 5.3 - Curva tensão-deformação para uma amostra de osso compacto submetido a tensão mecânica (Sharir et al. 2008).	31
Figura 6.1 - Modelo 3D de elementos finitos de uma vértebra lombar (L1) adaptado de (Tawara et al. 2010).	35
Figura 6.2 - Modelo de uma vértebra lombar desenvolvido por McDonald et al. adaptado de (McDonald et al. 2010).	37
Figura 6.3 - Tensões de von Mises em MPa na vértebra (a) com um índice T normal e (b) osteoporótica adaptado de (Provatidis et al. 2010).	39
Figura 6.4 - Formas de modelar a cimentação óssea adaptado de (Li & Lewis 2010; Villarraga Ph D et al. 2004; Tsouknidas et al. 2013).	40
Figura 6.5 - Prototipagem rápida da coluna de uma jovem de 16 anos com escoliose adaptado de (Song et al. 2013).	41

Figura 6.6 - Esquemática do processo de estereolitografia adaptado de (Chua et al. 2003).	42
Figura 6.7 - Esquemática de um sistema experimental de interferometria eletrónica por padrões speckle adaptado de (Shahar et al. 2007).	44
Figura 6.8 - Esquemática do interferómetro de Michelson (Monteiro 2012).	44
Figura 6.9 - Esquemática de um sistema experimental de correlação digital de imagem adaptado de (Pan et al. 2009).	45
Figura 6.10 - Deformações numa vértebra calculadas para o patamar de carga referido no gráfico por correlação digital de volume (Hussein et al. 2012).	46
Figura 7.1 - Modelo 3D da vértebra L1 gerado no Mimics. Tresholding aplicado a uma fatia da tomografia computadorizada (à esquerda) e nuvem de pontos (à direita).	49
Figura 7.2 - Corpo sólido gerado no RapidForm e geometria final obtida no SolidWorks.	49
Figura 7.3 - Discretização do modelo 3D da vértebra L1 nas quatro partes com propriedades mecânicas distintas: parede cortical externa a azul claro, bloco de osso esponjoso a roxo, placas terminais ósseas (superior e inferior) a azul-escuro e elementos posteriores do arco vertebral a cinzento.	50
Figura 7.4 - Vistas lateral e frontal do modelo 3D da vértebra L1.	50
Figura 7.5 - Cimentação óssea unipedicular: esferóide oblato com 10% do volume do corpo vertebral à esquerda e com 20% à direita.	51
Figura 7.6 - Modelação da cimentação óssea bipedicular: dois esferóides prolatos com 10% do volume do corpo vertebral à esquerda e com 20% à direita.	51
Figura 7.7 - Vistas explodidas das estratégias usadas para simular a cimentação óssea.	52
Figura 7.8 - Malha de elementos finitos do modelo saudável gerada através da função automática do Ansys e malha refinada resultante do teste de convergência ao deslocamento total máximo.	53
Figura 7.9 - Microsfemas de HAp+AS-Sr	55
Figura 7.10 - Preparação dos provetes cilíndricos de microsfemas de HAp+AS-Sr.	55
Figura 7.11 - Peso utilizado para aplicar carga no molde.	56
Figura 7.12 - Montagem experimental do ensaio de compressão realizado sobre as microsfemas.	57
Figura 7.13 - Deformação do provete nos primeiros instantes do ensaio de compressão.	57
Figura 7.14 - Deformação do provete na fase intermédia do ensaio de compressão.	58
Figura 7.15 - Deformação do provete após o término do ensaio.	58
Figura 7.16 - Curva força-deslocamento para o primeiro provete de microsfemas de HAp+AS-Sr.	59
Figura 7.17 - Curva tensão-deformação para o primeiro provete de microsfemas de HAp+AS-Sr.	60
Figura 7.18 - Aplicação da carga compressiva de magnitude 800 N.	61
Figura 7.19 - Fixação da placa terminal óssea inferior.	61
Figura 7.20 - Modelo físico da vértebra adquirida à Sawbones.	62
Figura 7.21 - Modelo virtual da vértebra adquirida à Sawbones.	62
Figura 7.22 - Protótipo da vértebra L1 modelada.	63

Figura 7.23 - Medida do ângulo de estereovisão e da distância de base entre as câmaras adaptado de (Reu 2014).....	64
Figura 7.24 - Configuração do sistema DIC-3D.....	65
Figura 7.25 - Grelha de calibração do sistema de correlação digital de imagem.....	66
Figura 7.26 - Aerógrafo.....	66
Figura 7.27 - Padrão speckle gerado no provete de resina RenShape® SL 7810.	67
Figura 7.28 - Canais desenhados nos modelos a prototipar.....	68
Figura 7.29 - Simulação de uma cifoplastia: mistura das fases sólida e líquida do material (A); transferência do material para uma seringa e injeção do reforço na vértebra através de uma cânula de vertebroplastia (C e D).....	68
Figura 7.30 - Esquemática do sistema de ESPI do LOME adaptado de (Vaz et al. 2001).....	69
Figura 7.31 - Montagem experimental do sistema de ESPI.....	70
Figura 8.1 - Medida da altura, largura e profundidade sagital da vértebra L1 através do SolidWorks.	72
Figura 8.2 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra saudável.....	73
Figura 8.3 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra osteoporótica.	74
Figura 8.4 - Localização da tensão máxima de von Mises na vértebra osteoporótica.	74
Figura 8.5 - Faces da parede cortical abrangidas pela prova de tensão efetuada na região em risco de fratura.	75
Figura 8.6 - Distribuição da tensão equivalente na placa terminal óssea superior saudável.	76
Figura 8.7 - Distribuição da tensão equivalente na placa terminal óssea superior osteoporótica.	76
Figura 8.8 - Tensões de von Mises na placa terminal óssea inferior saudável.....	77
Figura 8.9 - Tensões de von Mises na placa terminal óssea inferior osteoporótica.	77
Figura 8.10 - Distribuição da tensão equivalente nos elementos posteriores da vértebra saudável....	78
Figura 8.11 - Distribuição da tensão equivalente nos elementos posteriores da vértebra osteoporótica.....	78
Figura 8.12 - Deslocamento total da vértebra saudável.	79
Figura 8.13 - Deslocamento total da vértebra osteoporótica.....	79
Figura 8.14 - Distribuição das deformações de von Mises na osso trabecular saudável.	80
Figura 8.15 - Distribuição das deformações equivalentes no osso trabecular osteoporótico.....	80
Figura 8.16 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra reforçada unilateralmente com 10% de PMMA.	82
Figura 8.17 - Tensões equivalentes na placa terminal óssea superior e no esferóide-oblato de PMMA.....	82
Figura 8.18 - Deslocamentos totais na placa terminal óssea superior e no esferóide-oblato de PMMA.....	83

Figura 8.19 - Tensões equivalentes na vértebra reforçada em 10% do volume do corpo vertebral com de microsferas de HAp+AS-Sr pela via unipedicular.....	84
Figura 8.20 - Tensões de von Mises na placa terminal superior e no esferóide oblato de microsferas de HAp+AS-Sr.....	84
Figura 8.21 - Deslocamentos totais da placa terminal óssea superior obtidos na simulação do preenchimento unilateral da vértebra osteoporótica com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr.	85
Figura 8.22 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra com 20% do volume do seu corpo reforçado com PMMA unilateralmente.....	86
Figura 8.23 - Distribuição das tensões equivalentes na placa terminal óssea superior e PMMA (20%, unipedicular).	86
Figura 8.24 - Deslocamentos totais na placa terminal óssea superior e PMMA (20%, unipedicular).	87
Figura 8.25 - Tensões de von Mises na vértebra L1 com 20% do corpo vertebral reforçado unilateralmente com o sistema de microsferas de hidroxiapatite.	88
Figura 8.26 - Tensões de von Mises na placa terminal superior e cimento ósseo.	88
Figura 8.27 - Deslocamento total na placa terminal óssea superior e na cavidade preenchida com as microsferas de hidroxiapatite.....	89
Figura 8.28 - Simulação da distribuição das tensões na vértebra submetida a uma cifoplastia bipedicular com 10% de PMMA.	90
Figura 8.29 - Distribuição de tensões equivalentes na placa terminal óssea superior e nos esferóides-prolatos de PMMA.	90
Figura 8.30 - Deslocamento total máximo na vértebra reforçada bilateralmente com 10% de PMMA.	91
Figura 8.31 - Distribuição das tensões máximas de von Mises na vértebra reforçada com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr pela via bipedicular.	92
Figura 8.32 - Simulação da distribuição das tensões máximas equivalentes na placa terminal óssea superior e microsferas de de HAp+AS-Sr na abordagem bipedicular e 10% de volume de cimento ósseo.	92
Figura 8.33 - Deslocamento total máximo na vértebra reforçada bilateralmente com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr.....	93
Figura 8.34 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra reforçada bilteralmente a 20% com PMMA.....	94
Figura 8.35 - Distribuição das tensões de von Mises na placa terminal óssea superior e cimentos ósseos da vértebra reforçada bilteralmente a 20% com PMMA.....	94
Figura 8.36 - Deslocamentos totais da placa terminal óssea superior e cimentos ósseos da vértebra reforçada bilteralmente a 20% com PMMA.....	95

Figura 8.37 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra reforçada com o sistema de microsferas a perfazendo 20% do corpo vertebral pela via bipedicular.	96
Figura 8.38 - Distribuição das tensões equivalentes na placa terminal óssea superior e nos esferóides-prolatos de microsferas de HAp+AS-Sr (20%).	96
Figura 8.39 - Deslocamentos totais na placa terminal óssea superior e nos esferóides-prolatos de microsferas de HAp+AS-Sr (20%).	97
Figura 8.40 - Comparação entre as curvas tensão-deformação obtidas da máquina de ensaio e da correlação digital de imagem.	98
Figura 8.41 - Cartografia referente às deformações na direção axial a 2D.	99
Figura 8.42 - Cartografia referente às deformações na direção do carregamento a 3D.	99
Figura 8.43 - Determinação do módulo de elasticidade na região linear da curva tensão-deformação do terceiro provete.	100
Figura 8.44 - Determinação do coeficiente de Poisson na região central do terceiro provete.	100
Figura 8.45 - Deslocamentos sofridos pelo vértebra em μm para 6,86 N de carga.	102
Figura 8.46 - Pseudo 3D do mapa de fase correspondente ao deslocamento sofrido pela vértebra para 6,86 N de carga.	102
Figura 8.47 - Deslocamentos sofridos pelo protótipo determinados pelo método dos elementos finitos.	103
Figura 8.48 - Deslocamentos sofridos pelo vértebra em μm para 6,86 N de carga retirada a componente de rotação do corpo rígido.	103
Figura 9.1 - Tensões máximas de von Mises nos componentes da vértebra utilizando o PMMA como reforço ósseo.	105
Figura 9.2 - Tensões máximas de von Mises nos componentes da vértebra utilizando o sistema de microsferas como reforço ósseo.	105
Figura 9.3 - Deslocamentos incrementais medidos pelo MEF e por ESPI.	106

Lista de tabelas

Tabela 6.1 - Propriedades mecânicas para o osso cortical e trabecular vertebral adaptado de (McDonald et al. 2010; Pitzen et al. 2002; Qiu et al. 2006; Depalle et al. 2013; Teoh & Chui 2008; Dall'Ara et al. 2013; Dickey et al. 2012).	38
Tabela 6.2 - Tensões máximas de von Mises em vertebra osteoporóticas para vários autores (Provatidis et al. 2010; Zhang et al. 2010; Li & Lewis 2010; Villarraga Ph D et al. 2004).	39
Tabela 7.1 - Convergência de malha do modelo saudável.	53
Tabela 7.2 - Nós e elementos das malhas de elementos finitos de cada modelo resultantes dos testes de convergência de malha efetuados.	53
Tabela 7.3 - Propriedades mecânicas atribuídas aos componentes da vértebra.	54
Tabela 7.4 - Propriedades mecânicas dos provetes de microsferas de HAp+AS-Sr.	60
Tabela 7.5 - Propriedades mecânicas atribuídas aos cimentos ósseos simulados.	60
Tabela 7.6 - Síntese dos parâmetros definidos no ensaio de correlação digital de imagem.	66
Tabela 8.1 - Alterações nas propriedades mecânicas da vértebra induzidas pela osteoporose.	81
Tabela 8.2 - Propriedades mecânicas da vértebra reforçada com 10% de PMMA via unipedicular.	83
Tabela 8.3 - Tensões, deformações e deslocamentos totais máximos equivalentes para os componentes da vértebra reforçada com um esferóide oblato com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr.	85
Tabela 8.4 - Resumo das propriedades mecânicas obtidas na simulação de uma cifoplastia unipedicular com 20% do corpo vertebral reforçado com PMMA.	87
Tabela 8.5 - Propriedades mecânicas dos componentes da vértebra resultantes do tratamento unipedicular 20% de preenchimento do corpo vertebral com o sistema de microsferas de Hap e alginato de sódio.	89
Tabela 8.6 - Propriedades mecânicas determinadas para a vértebra reforçada bilateralmente com 10% de PMMA.	91
Tabela 8.7 - Propriedades mecânicas determinadas para a vértebra reforçada pela via bipedicular com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr.	93
Tabela 8.8 - Propriedades mecânicas da vértebra reforçada bilateralmente com 20% com PMMA.	95
Tabela 8.9 - Lista das propriedades mecânicas obtidas na simulação de uma cifoplastia bipedicular introduzindo o sistema de microsferas de HAp+AS-Sr em 20% do volume do corpo vertebral.	97
Tabela 8.10 - Propriedades mecânicas da resina RenShape® SL 7810.	101

Simbologia

σ - Tensão

ε - Deformação

l - Comprimento após deformação

l_0 - Comprimento inicial

Δl - Elongação

σ_y - Tensão de cedência

σ_n - Tensão máxima ou última

ν - Coeficiente de Poisson

σ_{ij} - Tensor das tensões

C_{ijkl} - Tensor de elasticidade

λ - Primeira constante de Lamé

μ - Segunda constante de Lamé

ε_{ij} - Tensor das deformações

ε_x - Deformação na direção x

ε_y - Deformação na direção y

E - Módulo de Elasticidade ou de Young

F - Força

G - Módulo de Corte

2D - Bidimensional

3D - Tridimensional

CAD - *Computer-Aided Design* (Desenho Assistido por Computador)

DIC - *Digital Image Correlation* (Correlação Digital de Imagem)

DMO - Densidade Mineral Óssea

DVC - *Digital Volume Correlation* (Correlação Digital de Volume)

ESPI - *Electronic Speckle Pattern Interferometry* (Interferometria Eletrônica por Padrões *Speckle*)

FEUP - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

HAp+AS-Sr - Sistema de Microsfers de Hidroxiapatite e Alginato de Sódio funcionalizado com Estrôncio

INEB - Instituto Nacional de Engenharia Biomédica

INEGI - Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial

MEF - Método dos Elementos Finitos

OMS - Organização Mundial de Saúde

PMMA - Polimetilmetacrilato

SLA - Stereolithography (Estereolitografia)

.STL - StereoLitography File (Ficheiro de Estereolitografia)

TC - Tomografia Computorizada

Capítulo 1 - Introdução

1.1 Contexto

No ano de 2000 a osteoporose afetava, aproximadamente, 200 milhões de pessoas a nível mundial. A população idosa é o maior alvo da osteoporose, prevendo-se um aumento da prevalência da doença com o aumento da esperança média de vida (Reginster & Burlet 2006).

A complicação mais frequente decorrente da osteoporose são as fraturas por compressão, especialmente na anca e na coluna (Guggenbuhl 2009; Reginster & Burlet 2006). Na União Europeia surgem anualmente 440 000 novos casos de fraturas por compressão do corpo vertebral, o que representa um custo direto aproximado de 320 milhões de euros (Li & Lewis 2010).

O risco de desenvolver uma fratura por compressão atinge os 50% nas mulheres e os 20% nos homens a partir dos 50 anos, pelo que a incidência da doença nas mulheres é bastante mais significativa. Destas percentagens cerca de 0,7 % e 1,6 % correspondem a fraturas no corpo vertebral em homens e mulheres com cerca de 80 anos, respetivamente (Guggenbuhl 2009).

A osteoporose é uma doença silenciosa que por vezes se manifesta somente com a ocorrência de uma fratura dolorosa. Os métodos tradicionais de diagnóstico da doença não preveem, com precisão, a predisposição do paciente para desenvolver uma fratura, assim como não permitem analisar as alterações biomecânicas resultantes do tratamento, como o estado de tensão da vértebra após a estabilização da mesma (WHO 2007). Desta forma, desde logo se questiona o que define que o paciente deverá ser submetido ao tratamento e quais os efeitos a longo prazo que poderão advir do mesmo. Contrariamente ao alívio da dor, a eficácia de uma cifoplastia em termos de estabilidade mecânica da vértebra deve ser investigada de forma objetiva (Higgins et al. 2007; Lee et al. 2005).

Atualmente, os tratamentos indicados para as fraturas por compressão do corpo vertebral, em alternativa à terapia conservativa (medicação), são a vertebroplastia ou cifoplastia. São ambas procedimentos minimamente invasivos de injeção percutânea de materiais de reforço ósseo para alívio da dor e aumento da resistência mecânica das vértebras (Hide & Gangi 2004).

O polimetilmetacrilato (PMMA) é o material mais frequentemente utilizado na execução de ambas as técnicas. No entanto, são frequentemente relatadas algumas limitações do material na eficácia destes tratamentos, nomeadamente, a incapacidade de integração com o osso nativo e de potenciar a regeneração óssea, bem como uma rigidez excessiva que poderá causar a fratura das vértebras adjacentes à vertebra reforçada.

Cimentos de fosfato de cálcio como a hidroxiapatite têm despertado a atenção da comunidade científica pois permitem ultrapassar algumas limitações do PMMA e possuem uma composição química muito semelhante à fase mineral óssea (Lieberman et al. 2005). O grupo de Oliveira et al., com o qual o presente trabalho pretende colaborar, investiga o potencial de um sistema de microsferas de hidroxiapatite, transportadas em alginato de sódio e funcionalizadas com estrôncio, enquanto cimento ósseo com capacidade para induzir a regeneração do osso. Apesar da sua capacidade regenerativa, o grupo antecipa que este material revela uma resistência mecânica demasiado baixa, comparativamente com a do osso trabecular, para suportar a carga a que as vértebras estão geralmente sujeitas.

Contudo, a reabilitação biomecânica da vértebra poderá estar dependente do tipo e volume de material introduzido (Krüger et al. 2013b), da forma como é injetado (abordagem unipedicular ou bipedicular), da sua distribuição no corpo vertebral e da interação que mantém ou não com o osso nativo (Higgins et al. 2007; Chen et al. 2010; Lee et al. 2005; Luo et al. 2007) O desconhecimento do volume ideal de cimento ósseo a injetar poderá levar à falha do tratamento, já que poderá não ser necessário um preenchimento absoluto do corpo vertebral para obter o alívio da dor e a estabilidade mecânica da vértebra debilitada. Dessa forma, o excesso de cimento ósseo poderá predispor o paciente a novas fraturas e/ou fraturas no corpo vertebral de vértebras adjacentes (Hide & Gangi 2004; McGirt et al. 2009).

O método dos elementos finitos tem vindo a assumir um papel fundamental na Biomecânica. Neste caso, permite estudar a distribuição de tensões e deformações ao longo da vértebra em condições normais, patológicas e pós-tratamento através de repetidas simulações sobre a mesma vértebra. Desta forma elimina-se a variabilidade associada a ensaios experimentais, *in vitro* ou *in vivo*, que implicariam a utilização de múltiplas amostras com geometrias e propriedades materiais distintas. (Dickey et al. 2012).

1.2 Objetivos

Com o presente trabalho pretende-se simular o comportamento mecânico de uma vértebra lombar, com e sem cimentação profilática, para compreender o normal funcionamento desta estrutura, o efeito provocado pela osteoporose e analisar o impacto do tratamento aplicado, explorando as abordagens cirúrgicas existentes e novos materiais de reforço ósseo. Este trabalho surge em colaboração com a tese de doutoramento do Dr. Nuno Neves, designada “Materiais Injetáveis para Regeneração Óssea num Modelo Vertebral”, onde se investiga o potencial de um material híbrido, composto por microsferas de hidroxiapatite, transportadas em alginato de sódio e funcionalizado com estrôncio, enquanto cimento ósseo com capacidade de promover a regeneração óssea. Esta dissertação contribui com a caracterização do comportamento biomecânico de uma vértebra lombar, desenvolvendo um modelo numérico de elementos finitos da vértebra no estado:

- Saudável;
- Osteoporótico;
- Osteoporótico tratado com PMMA;
- Osteoporótico tratado com o sistema de microsferas de hidroxiapatite, alginato de sódio e estrôncio.

Ao reforçar a vértebra com o cimento ósseo serão explorados o volume de material e a abordagem cirúrgica mais eficaz na restituição das propriedades mecânicas da vértebra em estudo.

Para compreender a influência do tipo e volume do cimento ósseo e da abordagem cirúrgica praticada na reabilitação biomecânica da vértebra, definiram-se os objetivos específicos de:

- Gerar o modelo 3D de uma vértebra lombar (L1) a partir da reconstrução de imagens de tomografia computadorizada da coluna vertebral de uma paciente jovem saudável, recorrendo aos programas comerciais Mimics e Rapidform.
- Discretizar o modelo 3D em quatro partes fundamentais da morfologia de uma vértebra: corpo vertebral trabecular, corpo vertebral cortical, placas terminais ósseas superior e inferior e elementos posteriores, recorrendo ao programa comercial SolidWorks.
- Determinar, experimentalmente, as propriedades mecânicas do sistema de microsferas de hidroxiapatite, alginato de sódio e estrôncio, submetendo provetes do material a ensaios de compressão.

- Simular as propriedades mecânicas das várias peças com e sem patologia, pelo método dos elementos finitos;
- Simular a abordagem unipedicular e bipedicular de uma cimentação óssea, por cifoplastia, representadas por um esferóide oblato e dois esferóides prolatos, respetivamente, perfazendo cada geometria 10 ou 20% do volume do corpo vertebral;
- Obter um modelo físico da vértebra modelada por um processo de fabrico aditivo (estereolitografia) e validar, experimentalmente, o modelo numérico 3D por metrologia ótica (interferometria eletrónica por padrões *speckle*);

Concludentemente, o trabalho partilha do objetivo da tese de doutoramento do Dr. Nuno Neves de contribuir para o desenvolvimento de materiais injetáveis com características mais adequadas para aplicação clínica no tratamento de fraturas por compressão da coluna vertebral osteoporótica. Pretende-se ainda contribuir com um modelo de planeamento cirúrgico que permita prever alterações biomecânicas na vértebra em estudo resultantes da presença da patologia e do tratamento que se idealiza aplicar.

1.3 Estrutura

O presente trabalho encontra-se dividido em dez capítulos:

Capítulo 1 - Neste capítulo é feita uma introdução ao tema da dissertação, são definidos os seus objetivos e apresenta-se a sua estrutura.

Capítulo 2 - Este capítulo descreve a anatomia da coluna vertebral para que se compreenda o arranjo tridimensional em que se insere uma vértebra e as condições de fronteira a que poderá estar sujeita. O capítulo inclui a morfologia típica das vértebras que permite identificá-las facilmente quando em contacto com essas estruturas ou com imagens das mesmas, além de uma breve referência aos discos e ligamentos intervertebrais.

Capítulo 3 - Este capítulo descreve a fisiologia e histologia ósseas. Da mesma forma que a anatomia, a histologia óssea vertebral é relevante na biomecânica de uma vértebra pois as suas propriedades mecânicas podem diferir regionalmente devido à diferente proporção de osso trabecular e cortical nas várias partes que a constituem. Compreender a importância do processo de reparação e remodelação óssea permite compreender a origem da osteoporose.

Capítulo 4 - Este capítulo aborda a osteoporose, as fraturas por compressão do corpo vertebral, a vertebroplastia e cifoplastia como tratamento para prevenir a ocorrência ou estabilizar fraturas deste tipo, as limitações do PMMA como material mais frequentemente utilizado no tratamento e o potencial dos fosfatos de cálcio na eficácia das técnicas.

Capítulo 5 - Este capítulo fornece, inicialmente, conceitos fundamentais da ciência dos materiais (tensão, deformação e resposta elástica) necessários para compreender a teoria linear da elasticidade utilizada para caracterizar o comportamento mecânico do tecido ósseo neste trabalho. Posteriormente, apresentam-se as equações constitutivas que constroem o modelo do sólido elástico Hookeano.

Capítulo 6 - Este capítulo constitui uma revisão ao estado da arte da caracterização do comportamento mecânico de uma vértebra lombar pelo método dos elementos finitos. É uma parte fundamental da dissertação que permite conhecer de que forma a investigação das propriedades mecânicas de uma vértebra lombar, com e sem cimentação óssea, é geralmente conduzida. Nesta secção descrevem-se os métodos adotados para a caracterização do comportamento mecânico de uma vértebra lombar: a simulação numérica pelo método dos elementos finitos, a experimentação mecânica clássica associada à correlação digital de imagem para a caracterização de materiais e a

prototipagem rápida e interferometria eletrônica por padrões speckle para a validação do modelo numérico.

Capítulo 7 - Este capítulo descreve especificamente os materiais e métodos adotados neste trabalho para a obtenção da geometria, definição da malha, atribuição das propriedades mecânicas, aplicação das condições de fronteira e validação do modelo de elementos finitos.

Capítulo 8 - Este capítulo apresenta a morfometria da vértebra modelada, as alterações biomecânicas na vértebra resultantes da osteoporose e das várias cimentações profiláticas efetuadas na tentativa de reabilitar a biomecânica da vértebra L1 e os resultados da validação do modelo numérico pela via experimental.

Capítulo 9 - Neste capítulo discutem-se os resultados obtidos e apresentam-se as limitações do trabalho.

Capítulo 10 - No último capítulo são expostas as conclusões do trabalho, a relevância clínica do presente estudo e sugestões para futuros desenvolvimentos do mesmo.

Capítulo 2 - Estrutura da Coluna Vertebral

2.1 Introdução

A integridade estrutural da coluna constitui um requisito essencial à manutenção da postura, locomoção e reflexos de um indivíduo (Izzo et al. 2013). A coluna vertebral é responsável por suportar o peso da cabeça e do tronco, permitir o seu movimento (proporcionando locais para inserção muscular) e por proteger órgãos internos como a medula espinhal (Moore & Dalley 2006; Tate 2012).

Este capítulo descreve a estrutura da coluna vertebral de um adulto humano que inclui diferentes tipos de vértebras: cervicais, torácicas, lombares, sacradas e coccígeas. A unidade funcional da coluna é composta por duas vértebras interpostas por um disco intervertebral, em conjunto com as articulações formadas entre as duas vértebras e os ligamentos que lhes são adjacentes (Moore & Dalley 2006).

O conhecimento da morfologia dos diferentes tipos de vértebras descrita permite identificar e diferenciar uma determinada vértebra lombar das vértebras cervicais e torácicas como também das restantes da região a que pertence, facilitando a modelação da sua geometria.

2.2 Estrutura

A coluna vertebral constitui parte do esqueleto axial, estendendo-se do crânio à pélvis. É composta pelas vértebras e pelos discos intervertebrais, intercalados entre vértebras adjacentes. (Moore & Dalley 2006). A coluna de um adulto humano possui cerca de 24 vértebras organizadas em diferentes regiões: 7 cervicais, 12 torácicas e 5 lombares. O osso sagrado ou sacro, localizado na cintura pélvica entre os ossos coxais e o osso cóccigeo ou cóccix, que constitui a parte terminal da coluna vertebral, resultam de vértebras embrionárias que fundem para formar estes dois ossos. (Tortora & Nielsen 2012; Tate 2012)

Vista lateralmente, a coluna vertebral de um adulto humano apresenta quatro curvaturas: cervical, torácica, lombar e sacral. As curvaturas cervical e lombar são côncavas posteriormente enquanto as curvaturas torácica e sacral são côncavas anteriormente (Tortora & Nielsen 2012).

A concavidade exagerada da curvatura torácica ou lombar ou a existência de uma curvatura lateral anormal na coluna vertebral sugere desvios de postura da coluna vertebral designados cifose, lordose e escoliose, respetivamente.

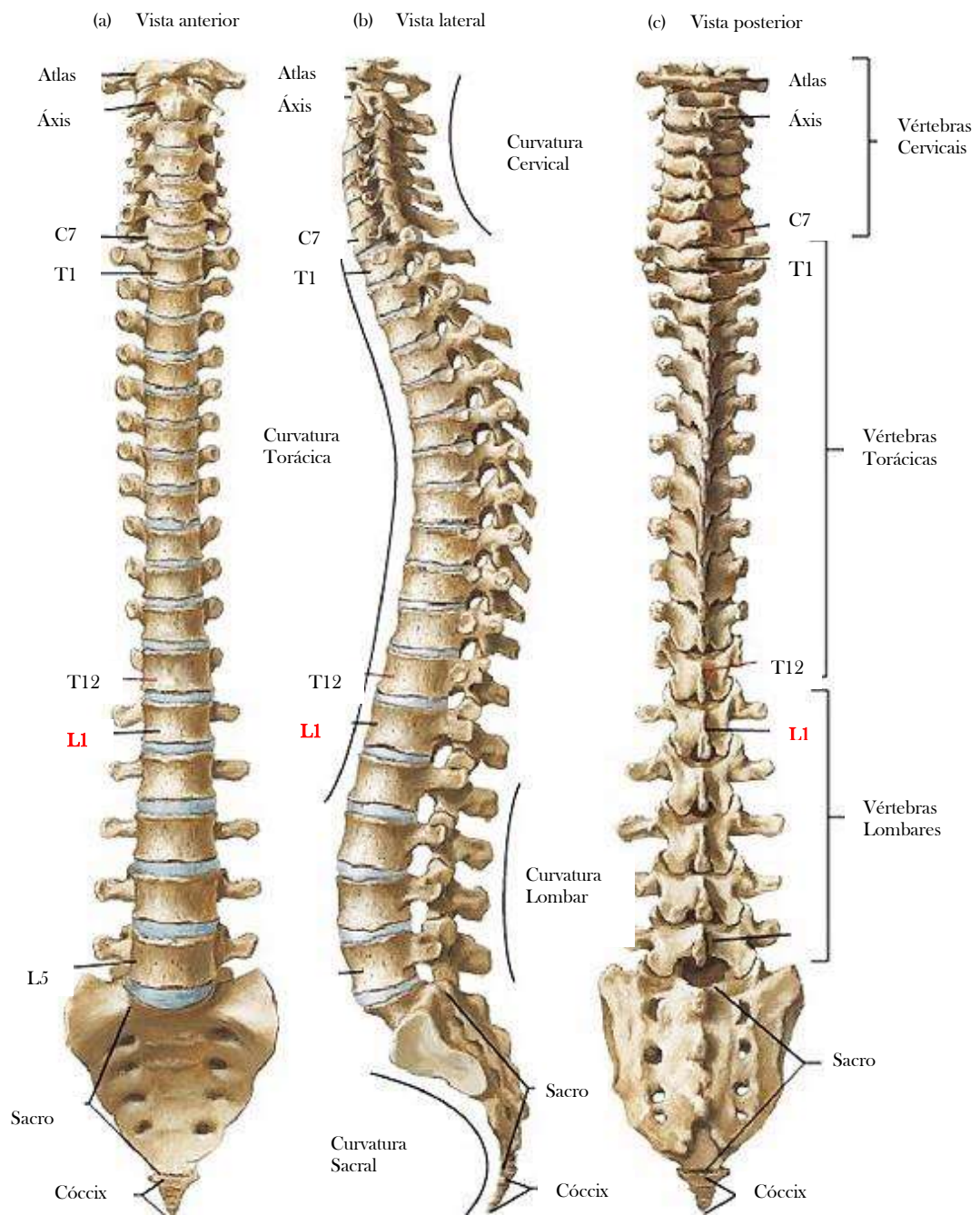


Figura 2.1 - Vista anterior (a), vista lateral (b) e vista posterior (c) da coluna vertebral adaptado de (Netter 2003).

2.2.1 Vértebras

Tipicamente, cada vértebra é constituída por um corpo ventral e um arco dorsal que se estende em várias apófises (Drake et al. 2008).

O corpo é a porção da vértebra de maior tamanho, mais robusta e aproximadamente cilíndrica responsável pelo suporte de carga (Moore & Dalley 2006; Tate 2012; Tortora & Nielsen 2012). A

capacidade do corpo vertebral de suportar carga depende do seu tamanho, forma, densidade mineral óssea e da integridade da rede trabecular (Izzo et al. 2013).

O arco vertebral projeta-se posteriormente a partir do corpo e pode dividir-se nas metades esquerda e direita, contendo, cada uma, um pedículo e uma lâmina (Tate 2012). Os pedículos, curtos e robustos formam a base do arco vertebral e projetam-se posteriormente para ir ao encontro das lâminas, placas chatas que, por sua vez, se encontram unidas na linha média (Moore & Dalley 2006). A parte posterior dos corpos das vértebras e os arco vertebrais rodeiam uma abertura designada buraco vertebral (Tate 2012). Os sucessivos buracos vertebrais de vértebras adjacentes formam o canal vertebral que contém a medula espinhal, as raízes dos nervos raquidianos, tecido adiposo, tecido conjuntivo areolar e os vasos sanguíneos que nutrem todos estes tecidos (Moore & Dalley 2006; Tortora & Nielsen 2012).

O arco vertebral é também composto por diversas projeções ósseas proeminentes, as apófises. Entre os pedículos e as lâminas surgem as apófises transversas que se estendem posterolateralmente de cada lado do arco (Tortora & Nielsen 2012). Na junção das duas lâminas forma-se uma única apófise que se projeta posteriormente e inferiormente, podendo ser observada e sentida como uma saliência na linha média dorsal do corpo humano, a apófise espinhosa (Tate 2012). Ambas as apófises transversas e apófise espinhosa funcionam como alavancas e locais de inserção para os músculos, proporcionando o movimento da coluna vertebral (Moore & Dalley 2006; Tortora & Nielsen 2012). As quatro apófises articulares superior e inferior esquerda e direita completam o conjunto das sete apófises de um arco vertebral. As apófises articulares superiores de uma vértebra estão em aposição às inferiores da vértebra imediatamente acima, na região entre os pedículos e as lâminas, através de uma faceta articular que permite o movimento entre apófises. A sobreposição das vértebras nestes locais permite mantê-las unidas, aumentando a resistência da coluna. As articulações formadas vão permitir, restringir ou facilitar determinados movimentos da coluna vertebral (Moore & Dalley 2006; Tate 2012).

Consoante a região da coluna vertebral ou até mesmo dentro duma mesma região a que pertençam, as vértebras diferem no tamanho, forma, proporção dos tipos de osso ou outras características das partes que as constituem (Tortora & Nielsen 2012). As letras “C”, “T” e “L” seguidas de um número identificam as vértebras cervicais, torácicas e lombares e a sua posição, de cima para baixo em cada uma destas regiões, respetivamente (Tate 2012).

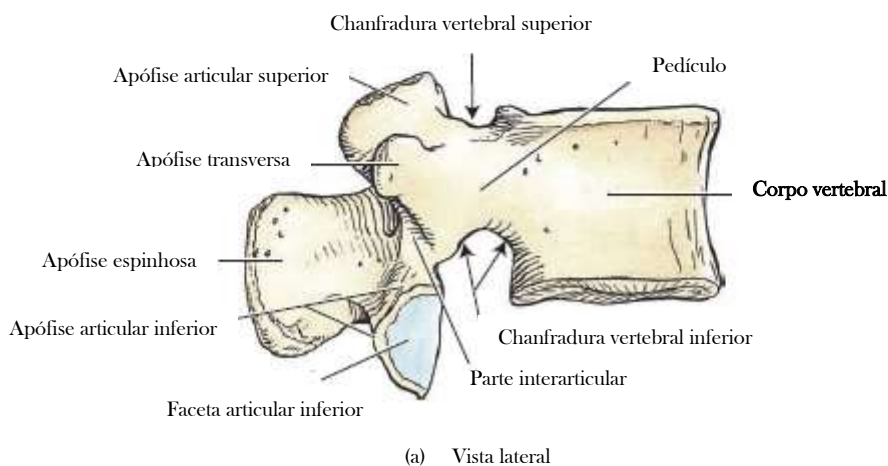
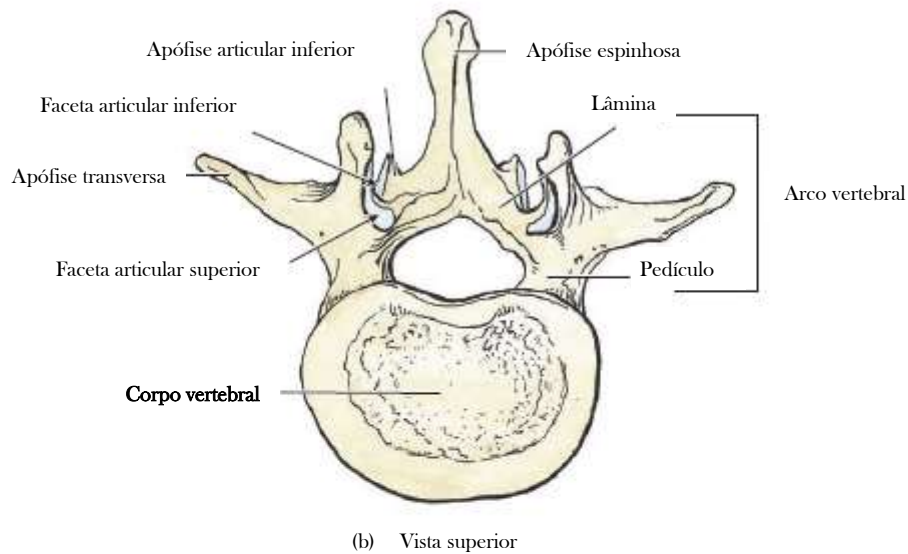


Figura 2.2 - Vista superior (a) e vista lateral (b) da constituição típica de uma vértebra adaptado de (Agur & Dalley 2013).

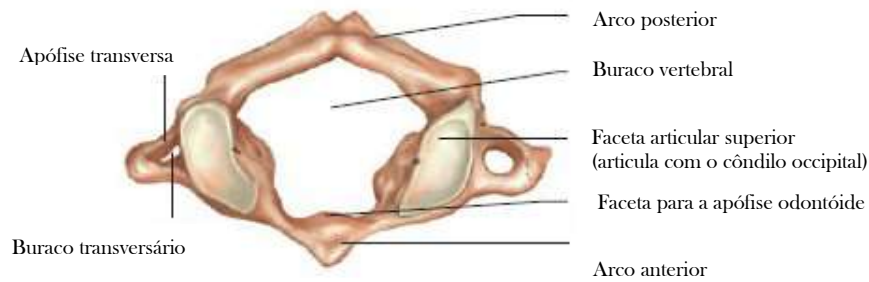
2.2.1.1 Cervicais

As vértebras cervicais (C1-C7) formam o esqueleto do pescoço. São as que mais diferem entre si e relativamente às vértebras das restantes regiões (Tate 2012).

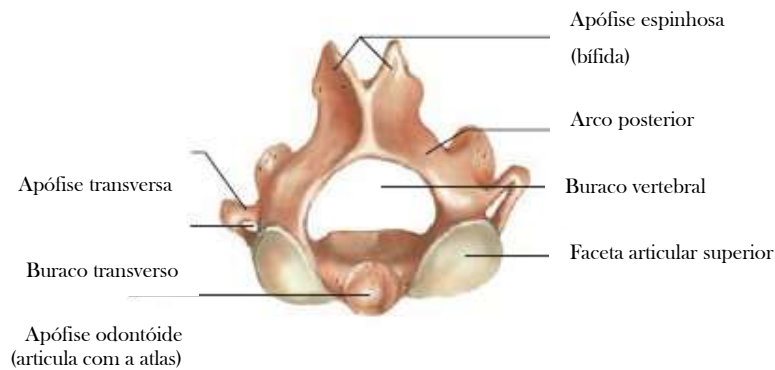
Caracterizam-se por um corpo vertebral pequeno que se deve ao facto de suportarem um peso menor que as vértebras inferiores torácicas e lombares, de maior tamanho. Contrariamente, o arco vertebral é maior e apresenta uma forma triangular, já que o buraco vertebral das vértebras cervicais é largo para acomodar o alargamento da medula espinhal nesta região para inervação dos membros superiores (Drake et al. 2008; Moore & Dalley 2006).

A presença de buracos transversos nas apófises transversas é uma característica única das vértebras cervicais que as distingue imediatamente das restantes (Tortora & Nielsen 2012).

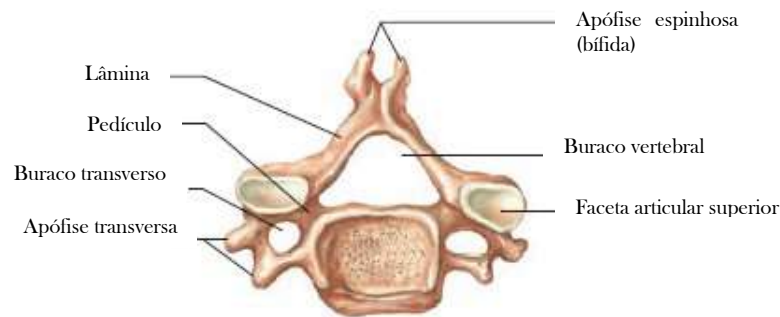
As apófises espinhosas da vértebra C2 à C6 são muitas vezes bífidas, isto é, a ponta da apófise subdivide-se em duas pequenas projeções. As vértebras C1, C2 e C7 são particularmente distintas. A primeira, designada atlas, suporta o peso da cabeça, permitindo-lhe também executar o movimento de afirmação. (Drake et al. 2008). Não possui corpo vertebral nem apófise espinhosa (Moore & Dalley 2006). A segunda vértebra cervical designada áxis, por conceder a rotação da vértebra atlas sobre ela, permite o movimento de negação da cabeça (Moore & Dalley 2006). A sétima vértebra cervical, C7, é facilmente identificável e proeminente quando observada ou sentida na coluna vertebral, dada a longa apófise espinhosa não bífida que a compõe (Tate 2012).



(a) Atlas (primeira vértebra cervical), vista superior



(b) Áxis (segunda vértebra cervical), vista superior



(c) Quinta vértebra cervical, vista superior

Figura 2.3 - Vista superior das vértebras atlas, áxis e de uma vértebra cervical típica (C5) adaptado de (Tate 2012).

2.2.1.2 Torácicas

As vértebras torácicas T1-T12 (ou dorsais D1-D12) formam o esqueleto da porção superior das costas e constituem um local de inserção para as costelas da caixa torácica. Comparativamente com as vértebras cervicais, as torácicas são mais resistentes mas as primeiras partilham ainda de algumas características típicas das vértebras cervicais (Moore & Dalley 2006; Tortora & Nielsen 2012). A vértebra T1 é uma vértebra torácica atípica muito semelhante a uma vértebra cervical no tamanho e morfologia do seu corpo vertebral. (Drake et al. 2008; Moore & Dalley 2006).

À medida que as vértebras torácicas vão aumentando progressivamente de tamanho, as semelhanças com as vértebras cervicais vão desvanecendo, surgindo vértebras tipicamente torácicas (Moore & Dalley 2006). Numa porção mais inferior da região dorsal, as vértebras torácicas exibem características típicas de vértebras lombares, embora estas se acentuem essencialmente na vértebra T12. O corpo vertebral é largo e as apófises transversas dão lugar a três pequenos tubérculos (Drake et al. 2008). Superiormente, a vértebra T12 possui as facetas costais e apófises articulares que permitem a execução do movimento de rotação enquanto a metade inferior, desprovida de facetas costais, contém apenas apófises articulares que possibilitam os movimentos de flexão e de extensão da coluna vertebral. Por este motivo, a vértebra T12 está sujeita a tensões de transição que a tornam a vértebra fraturada com maior frequência (Moore & Dalley 2006). As apófises espinhosas das vértebras T11 e T12 são curtas, amplas e projetam-se posteriormente, ao contrário do que se verifica nas apófises espinhosas das vértebras T1-T10, compridas, finas, lateralmente achatadas e oblíquas ((Drake et al. 2008; Tate 2012; Tortora & Nielsen 2012)).

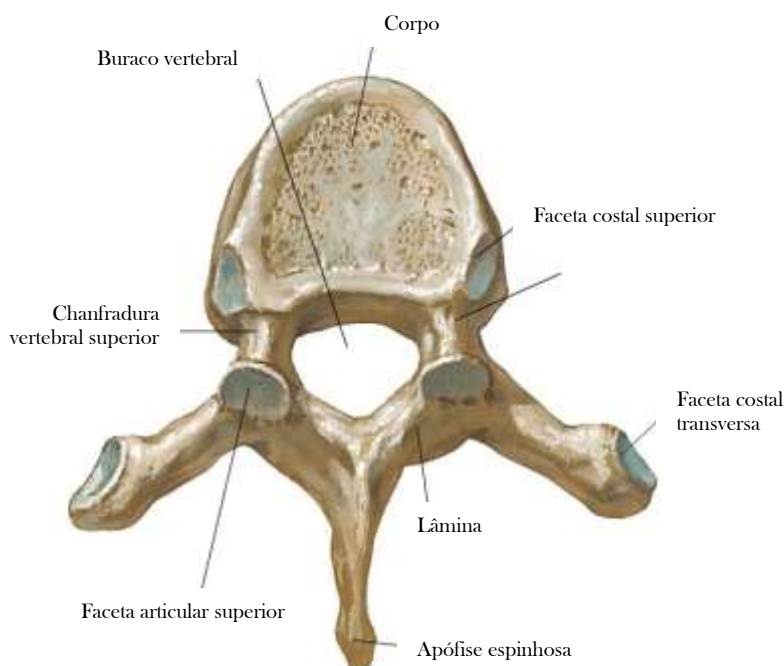


Figura 2.4 - Vista superior de uma vértebra torácica (T6) adaptado de (Netter 2003).

2.2.1.3 Lombares

As vértebras lombares (L1-L5) formam o esqueleto da porção inferior da coluna, localizada entre o tórax e o sacro (Moore & Dalley 2006). Distinguem-se facilmente das vértebras cervicais e torácicas pelo maior tamanho e peso. Possuem os corpos mais largos e maciços e são as mais resistentes uma vez que o peso do corpo suportado é muito maior na região lombar (Moore & Dalley 2006; Tortora & Nielsen 2012). Os pedículos são curtos, o buraco vertebral é mais largo do que o das vértebras torácicas, mas mais pequeno do que o das vértebras cervicais e as apófises transversas e espinhosas são espessas e retangulares (Drake et al. 2008; Tate 2012). À superfície da base de cada apófise transversa e na superfície posterior das apófises articulares existem locais para inserção muscular, as pequenas apófises acessórias e as apófises mamilares, respetivamente (Moore & Dalley 2006).

A disposição das vértebras lombares facilita os movimentos de flexão e extensão, incluindo flexão lateral, mas impede o movimento de rotação (Moore & Dalley 2006; Tate 2012).

Das cinco vértebras lombares destaca-se a L5, que suporta a totalidade da parte superior do corpo (cabeça e tronco), pelo corpo vertebral largo, maciço e profundo anteriormente que a caracterizam (Drake et al. 2008; Moore & Dalley 2006).

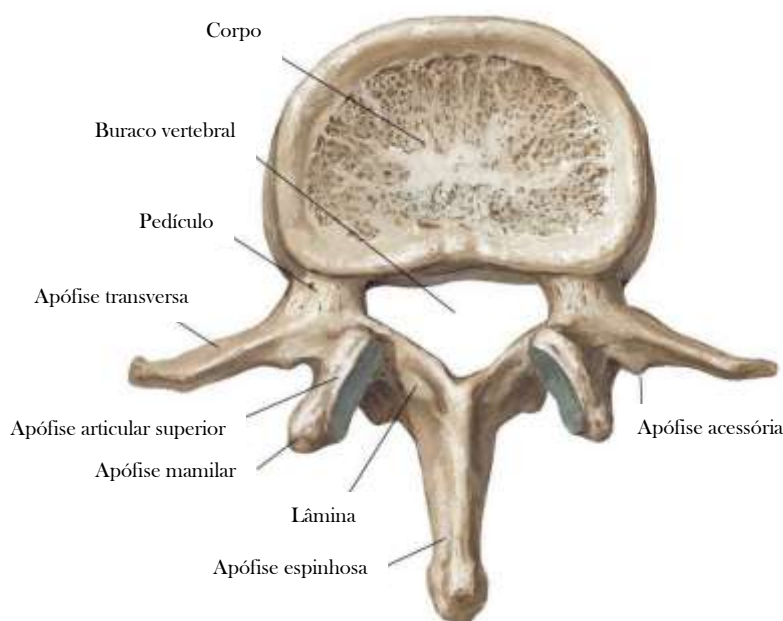


Figura 2.5 - Vista superior de uma vértebra lombar (L2) adaptado de (Netter 2003).

2.2.2 Discos Intervertebrais

Os discos intervertebrais são estruturas interpostas entre os corpos de vértebras adjacentes desde a vértebra C2 (áxis) ao sacro (Moore & Dalley 2006).

Funcionam como um suporte adicional amortecedor de carga que sustenta elevadas deformações, distribui a carga, permite o movimento da unidade funcional e evita o atrito entre corpos vertebrais adjacentes. São constituídos por um anel fibroso, com placas terminais de cartilagem articular nas extremidades e por um núcleo pulposos, composto por uma substância gelatinosa. O disco é maioritariamente composto por água, colagénio e proteoglicanos (Schmidt et al. 2013). Com o avançar da idade os discos vão desidratando. Esta desidratação torna-os mais fibrosos e consequentemente mais rígidos, aumentando a sua resistência à deformação. Durante o envelhecimento os discos também vão sendo comprimidos, diminuindo a distância entre as vértebras (Tate 2012; Lundon & Bolton 2001).

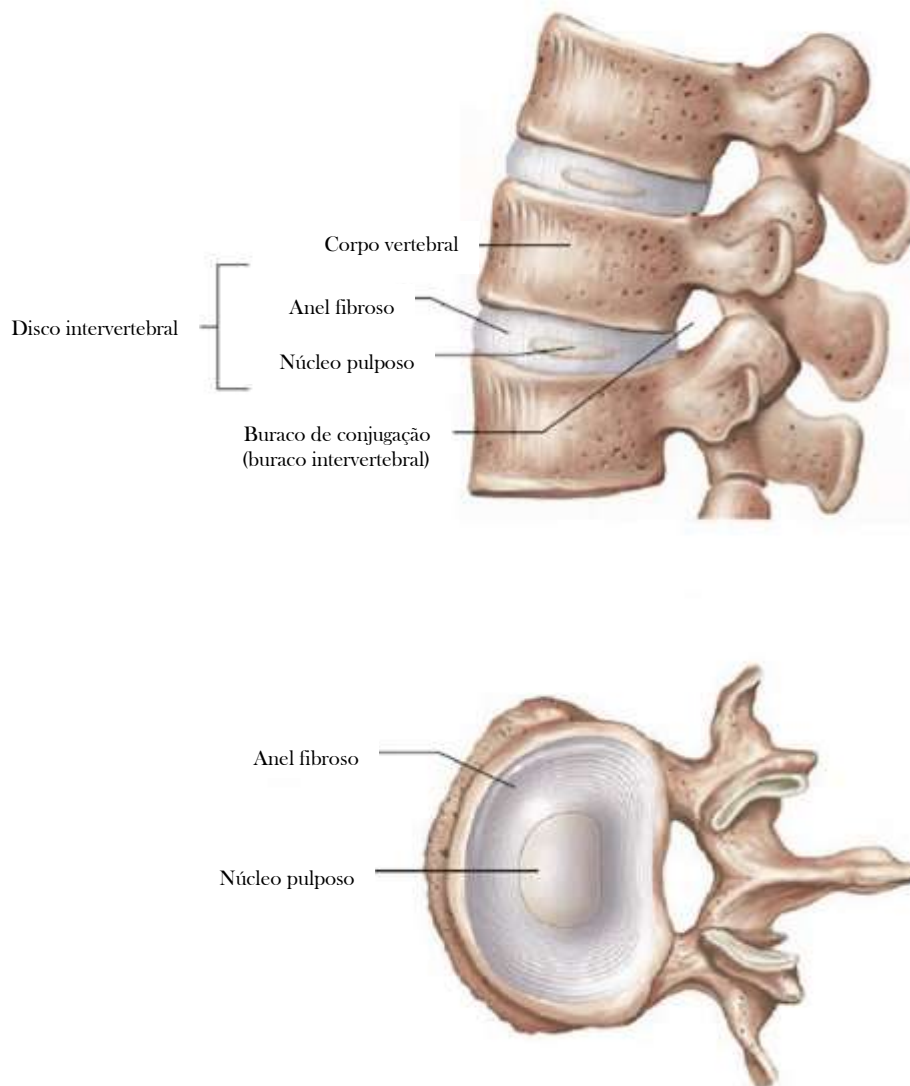


Figura 2.6 - Discos intervertebrais adaptado de (Tate 2012).

2.2.3 Ligamentos Intervertebrais

Dos principais ligamentos da coluna vertebral apenas o ligamento longitudinal anterior limita o movimento de extensão da coluna vertebral. Os restantes restringem diferentes formas de flexão.

O ligamento longitudinal anterior estende-se da vértebra C1 ao sacro, cobrindo a porção anterolateral dos corpos vertebrais e discos intervertebrais. Ao limitar a extensão da coluna vertebral mantém a estabilidade das articulações entre os corpos vertebrais.

O ligamento longitudinal posterior estende-se da vértebra C2 ao sacro. Atravessa o canal vertebral acompanhando a porção posterior dos corpos vertebrais embora esteja maioritariamente ligado aos discos intervertebrais. Resiste ligeiramente à hiperflexão da coluna vertebral e ajuda a prevenir a herniação posterior do núcleo pulposo.

O ligamento flavo ou amarelo estende-se ao longo das lâminas vertebrais, unindo-as. A espessura do ligamento aumenta da região cervical para a torácica e atinge a máxima espessura na região lombar. Permite resistir à flexão abrupta da coluna vertebral, mantendo as lâminas de vértebras adjacentes unidas, preservar as curvaturas normais da coluna vertebral e proporciona o endireitar da coluna após flexão.

Os ligamentos interespinhoso e supraespinhoso unem as apófises espinhosas, o primeiro da raiz ao ápex das apófises espinhosas de vértebras adjacentes e o último pelos ápices de vértebras adjacentes desde a vértebra C7 ao sacro.

Por fim, os ligamentos intertransversos fazem a ligação de apófises transversas adjacentes (Drake et al. 2008; Moore & Dalley 2006).

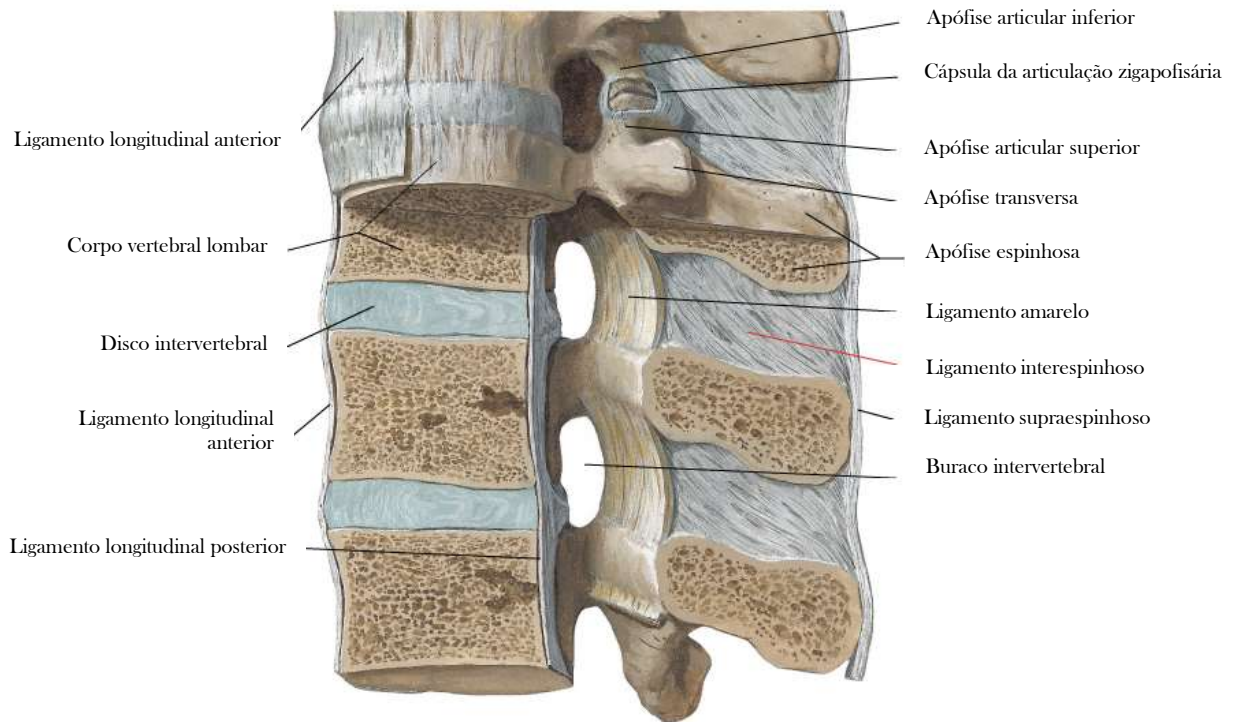


Figura 2.7 - Ligamentos da coluna vertebral adaptado de (Netter 2003).

Capítulo 3 – Fisiologia e Histologia Óssea

3.1 Introdução

Este capítulo aborda brevemente a fisiologia e histologia ósseas. Salienta a complexidade do órgão através da descrição dos dois tecidos especializados que o constituem, das várias funções do osso, da sua arquitetura, dos tipos celulares que integra e da capacidade única de reparação e remodelação que o caracteriza.

Estas noções são relevantes já que a composição e estrutura do osso determinam a tolerância do tecido ósseo à carga aplicada e adaptam-se à carga prevalente através da elevada capacidade regenerativa do osso. Em resposta a estímulos mecânicos, o processo de reabsorção e remodelação óssea otimiza a resistência mecânica do osso mantendo a sua integridade estrutural (Martin & Seeman 2008; Kular et al. 2012).

3.2 Funções

O osso é um órgão complexo composto por dois tecidos especializados integrados e múltiplos tipos celulares. É um tecido dinâmico que está em constante remodelação, é altamente vascularizado, desempenha funções mecânicas rigorosas e está sujeito a consideráveis esforços mecânicos.

O tecido calcificado, composto pelas células ósseas, matriz extracelular e fatores solúveis, tem uma função mecânica de suporte dos músculos e articulações que promovem o movimento e de proteção dos órgãos internos.

O tecido calcificado divide-se numa fase orgânica flexível formada pelas células ósseas, matriz extracelular e água e numa fase inorgânica rígida, composta essencialmente por cristais de hidroxiapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), constituindo um reservatório mineral de cálcio (Ca^{2+}) e de fosfato (PO_4^{2-}) que contribui para a manutenção da homeostasia destes elementos no tecido ósseo e no sangue.

O tecido vascular composto pela medula óssea (local onde se formam as células hematopoéticas), pelas células estaminais e pelos vasos sanguíneos permite a ocorrência das trocas metabólicas e o tráfego de sinais moleculares que mantêm a dinâmica da fisiologia óssea (Blitterswijk 2008).

3.3 Arquitetura

Externamente o osso encontra-se revestido pelo perióstio, uma membrana de tecido conjuntivo fibroso denso e irregular, contendo células osteogénicas, vasos sanguíneos e nervos. As cavidades existentes no interior do osso (o canal medular, por exemplo) estão também revestidas por uma membrana de tecido conjuntivo contendo uma única camada de células, designada endóstio. Ambas as membranas asseguram a nutrição do tecido ósseo e o fornecimento contínuo de células osteogénicas para o crescimento e remodelação óssea.

O osso reticular ou imaturo caracteriza-se pela orientação aleatória das fibras de colagénio da matriz extracelular óssea e pela disposição desordenada das células. Esta textura óssea forma-se durante o desenvolvimento, na reparação de fraturas ou em determinadas situações patológicas. O osso reticular é posteriormente remodelado, de modo a formar osso lamelar, maduro, onde as fibras de colagénio se dispõem de uma forma organizada em camadas designadas lamelas.

O osso é composto por osso cortical (compacto) e osso trabecular (de aspeto esponjoso) em proporções distintas consoante o tipo de osso: curto, longo, chato ou irregular (Junqueira & Carneiro 2005).

As vértebras são consideradas ossos irregulares pois a sua geometria não se enquadra em nenhuma das restantes categorias. Consistem essencialmente em osso trabecular revestido por uma fina camada de osso cortical (Moore & Dalley 2006).

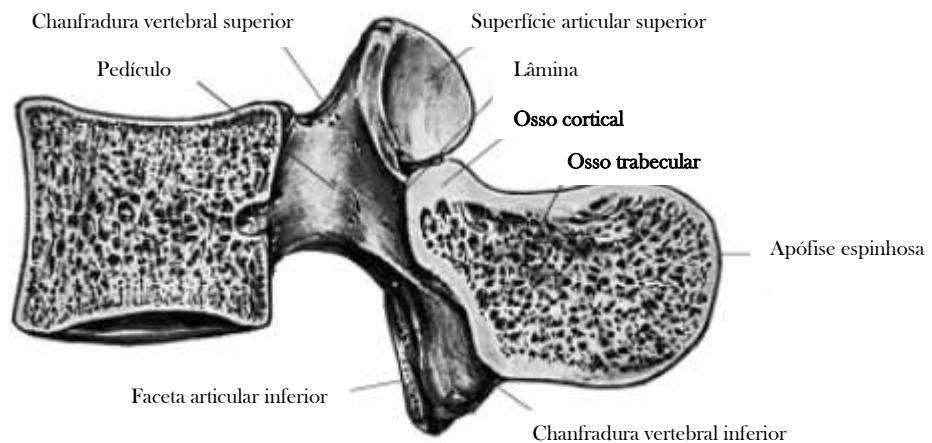


Figura 3.1 - Histologia de uma vértebra adaptado de (Drake et al. 2008).

O osso trabecular, de aspeto poroso, é um tecido altamente vascularizado em forma de rede cujos interstícios contêm a medula óssea (Junqueira & Carneiro 2005).

A rede trabecular que constitui o corpo da vértebra é formada por um sistema de trabéculas vertical que recebe a carga axial e a transmite entre as placas terminais ósseas (partes superior e inferior da vértebra em contacto com os discos intervertebrais compostas por uma espessa camada de osso trabecular), por um sistema horizontal que favorece a dispersão radial das forças axiais, impedindo o encurvamento das trabéculas verticais e conferindo resiliência ao corpo vertebral e por dois sistemas trabeculares oblíquos que sustentam tensões de corte (Izzo et al. 2013).

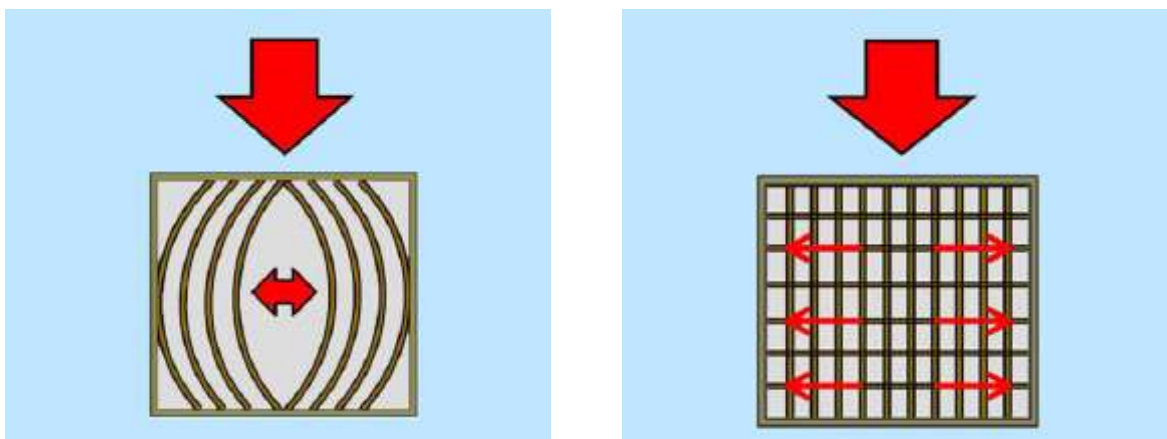


Figura 3.2 - Comportamento do sistema trabecular vertical (à esquerda) e do sistema trabecular vertical e horizontal (à direita), quando aplicada uma carga axial, no corpo vertebral (Izzo et al. 2013).

O osso compacto, mais denso, caracteriza-se pela presença dos sistemas de Havers, formados por um conjunto de canais por onde os vasos sanguíneos comunicam com a substância óssea densa e de

lamelas concêntricas onde se dispõe um dos tipos celulares ósseos, os osteócitos (Junqueira & Carneiro 2005).

3.4 Células Ósseas

Ao nível celular o osso é composto pelos osteoblastos, osteócitos e osteoclastos.

Os osteoblastos são responsáveis pela formação do osso, inicialmente desmineralizado ou osteóide. Produzem colagénio tipo I, proteoglicanos e glicoproteínas da matriz extracelular e promovem a subsequente mineralização óssea, isto é, a deposição dos componentes inorgânicos. Os osteócitos são osteoblastos embebidos na matriz óssea que mantêm a matriz extracelular. Os osteoclastos são as células responsáveis pela reabsorção óssea (Junqueira & Carneiro 2005).

3.5 Reabsorção e Remodelação Óssea

A reabsorção e remodelação óssea consistem na contínua degradação da matriz extracelular conduzida pelos osteoclastos e na síntese de novo osso pelos osteoblastos através de uma série de eventos moleculares e celulares que ocorrem de forma regulada (Fisher et al. 2007).

Em resposta a uma fratura, a última fase da reparação é a remodelação óssea desencadeada pela apoptose dos osteócitos. O contacto no local do dano com células do sistema imunitário e osteoclastos em conjunto com o recrutamento de células progenitoras osteoblásticas e osteoblastos permitem a remoção dos detritos celulares e a formação de um volume de osso adaptado aos requisitos mecânicos, isto é, adaptado à magnitude e direção das forças que habitualmente são aplicadas (Peel 2009; Martin & Seeman 2008).

Capítulo 4 - Fraturas por Compressão do Corpo Vertebral Osteoporótico

4.1 Introdução

A elevada capacidade regenerativa do osso leva a que fraturas simples cicatrizem fácil e rapidamente. No entanto, situações severas decorrentes de doenças como a osteoporose são um problema pertinente.

Os tratamentos disponíveis incluem enxertos e dispositivos médicos, embora não existam ainda implantes que mimetizem na totalidade a fisiologia do órgão, dada a sua complexidade.

Uma das limitações dos enxertos ósseos é o tratamento de defeitos irregulares como os provocados pela osteoporose no corpo vertebral (Bran et al. 2008).

Atualmente o cimento ósseo mais frequentemente utilizado no tratamento deste tipo de defeito ósseo (PMMA) apenas facilita a cicatrização, alivia a dor e restaura a função mecânica (Lieberman et al. 2005). No entanto, a função mecânica só poderá ser totalmente recuperada com um processo de regeneração capaz de assegurar a continuidade com o osso nativo nos vértices do defeito (Blitterswijk 2008)

Por estes motivos, surge a necessidade de explorar materiais que ultrapassem estas limitações, isto é, materiais que permitam a regeneração do osso mas mantenham uma resistência mecânica adequada para suportar a carga a que a coluna está sujeita.

4.2 Osteoporose

A osteoporose é uma doença sistémica metabólica silenciosa. Caracteriza-se pela perda de massa óssea que afeta a arquitetura do tecido ósseo e aumenta a suscetibilidade à fratura do osso enfraquecido. (Holroyd et al. 2008; Sánchez-Riera et al. 2010).

A origem do problema está na sobreposição da taxa de reabsorção óssea à taxa de deposição de osso calcificado (Eastell 2013).

O diagnóstico da doença é feito através da quantificação da densidade mineral óssea (DMO) por absorciometria de raios-X de dupla energia ou por tomografia computadorizada quantitativa. De acordo com a OMS, um índice T, expresso em número de desvios-padrão, descreve a relação existente entre o valor da DMO de determinado indivíduo com o valor médio da DMO de uma população de adultos jovens do mesmo sexo. Se o indivíduo apresentar um índice T de valor inferior a 2,5 desvios padrão é-lhe diagnosticada osteoporose (WHO 2007).

A osteoporose afeta fundamentalmente a população idosa, mais frequentemente mulheres no período da menopausa. Geralmente, a perda de massa óssea para ambos os sexos principia, sensivelmente, aos 35 anos (pico de massa óssea). A prevalência da doença no género feminino deve-se a uma densidade de massa óssea menor do que a dos homens e ao facto de na menopausa existir um défice de estrogénio maior do que o défice de testosterona na andropausa (hormonas que estimulam a atividade de síntese de matriz extracelular dos osteoblastos) (Guggenbuhl 2009).

Além da idade e do sexo do indivíduo, um histórico da doença na família e o défice de vitamina D e de cálcio na dieta alimentar e na sua absorção podem estar nas causas da osteoporose (Eastell 2013).

4.3 Fraturas por Compressão do Corpo Vertebral

As fraturas por compressão do corpo vertebral são uma das complicações mais frequentes da osteoporose. Provocam dor, perda de independência nas rotinas diárias e uma consequente diminuição da qualidade de vida (McGirt et al. 2009). Este tipo de fratura ocorre tipicamente na porção mais anterior do corpo vertebral, onde o osso trabecular é menos proeminente. Além da dor crónica que provocam introduzem alterações na biomecânica da coluna vertebral que se traduzem, por exemplo, no aumento da suscetibilidade à fratura das vértebras adjacentes e na despressurização dos discos intervertebrais, causada pela deflexão das placas terminais (Benyamin & Vallejo 2005; Izzo et al. 2013). Nos casos em que a terapia conservativa (medicação para alívio da dor) se revela ineficaz, a vertebroplastia ou a cifoplastia constituem o tratamento subsequente para as fraturas por compressão do corpo vertebral (Lee et al. 2005).



Figura 4.1 - Fratura por compressão do corpo vertebral na vértebra L2 indicada pela seta adaptado de (Zoarski et al. 2002).

4.4 Cifoplastia vs Vertebroplastia

A vertebroplastia e cifoplastia são ambos procedimentos minimamente invasivos de injeção percutânea, geralmente de PMMA, em vértebras do segmento torácicolombar sob a orientação de imagem médica (fluoroscopia) para prevenir (cimentação profilática) ou estabilizar fraturas por compressão do corpo vertebral osteoporótico. (McGirt et al. 2009; Hide & Gangi 2004).

A diferença entre as técnicas mencionadas assenta, fundamentalmente, no objetivo da cifoplastia de restituir a altura do corpo vertebral, corrigindo a cifose causada pela fratura. Um balão de cifoplastia é colocado percutaneamente no interior do corpo da vértebra fraturada para comprimir o osso trabecular, gerando uma cavidade antes da injeção do cimento. A cifoplastia é um procedimento dispendioso comparativamente com a vertebroplastia devido ao custo dos balões utilizados. Outra diferença entre a vertebroplastia e a cifoplastia é a consistência do cimento quando injetado. Na vertebroplastia o cimento ósseo está num estado liquefeito, permeando os interstícios da rede trabecular, enquanto na cifoplastia o reforço está num estado parcialmente curado (viscoso) que preenche a cavidade gerada pelo balão e reduz o risco de extrusão de cimento ósseo (Hardouin et al. 2002). Ambas as técnicas podem ser executadas pela via transpedicular ou parapédicular. Na

primeira, a agulha é colocada através do pedículo assegurando que a ponta alcance a porção mais anterior do corpo vertebral, enquanto na via parapedicular, recomendada para vértebras acima da T8, em que os pedículos são praticamente perpendiculares ao corpo da vértebra, a agulha é inserida no corpo da vértebra paralelamente ao pedículo. Ambas as abordagens podem ser executadas unilateralmente ou bilateralmente, sendo mais frequente a injeção bilateral (Vallejo & Benyamin 2010).

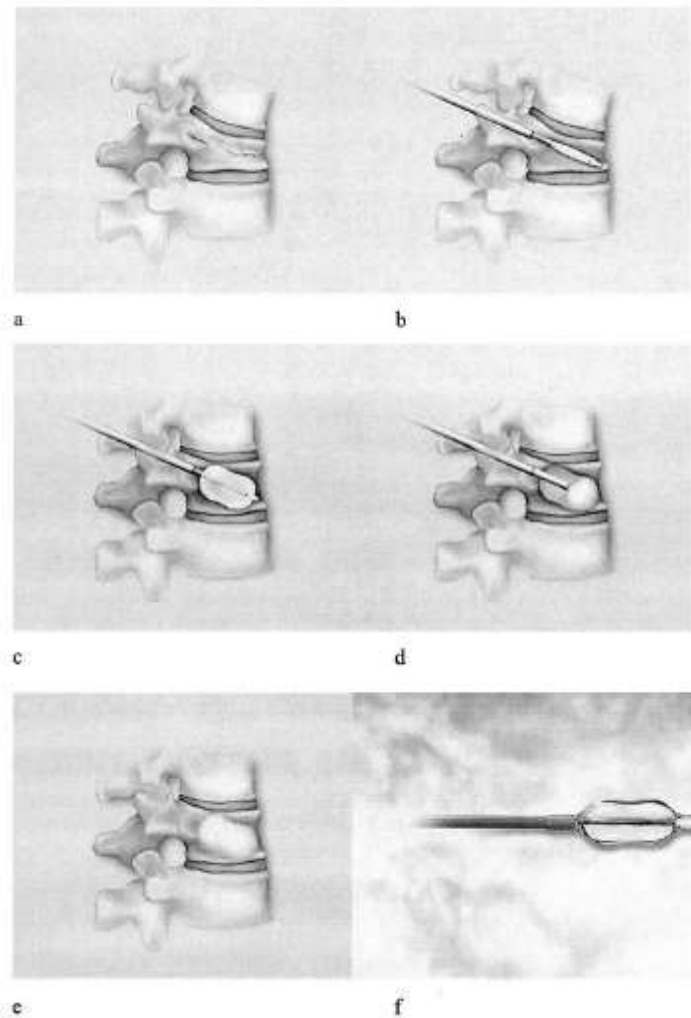


Figura 4.2 - Cifoplastia: (a) colapso vertebral antes do procedimento, (b) colocação do balão via parapedicular unilateral, (c) inflação do balão, (d) injeção do cimento, (e) aspecto da vértebra após o procedimento e (f) aspecto do balão adaptado de (Hardouin et al. 2002).

Existe alguma controvérsia quanto ao que define que o paciente deverá ser submetido a estas intervenções cirúrgicas e, após a prescrição deste tipo de tratamento, surgem dúvidas quanto à necessidade de preencher na totalidade ou não o corpo vertebral. Alguns especialistas defendem que deve ser introduzida a maior quantidade de cimento ósseo possível para estabilizar a vértebra, enquanto outros acreditam que uma quantidade excessiva poderá aumentar a predisposição à fratura

das vértebras adjacentes. Em situações cujos pacientes envolvidos são relativamente jovens, o tipo e volume de material que deve ser utilizado gera ainda maior discussão (Higgins et al. 2007; Lee et al. 2005; Krüger et al. 2013a).

4.4.1 PMMA

O polimetilmetacrilato (PMMA) é o material mais frequentemente utilizado como reforço ósseo por reunir um conjunto de propriedades mecânicas e biológicas desejáveis: é bioinerte, biocompatível, fácil de manusear e apresenta uma boa resistência mecânica. Outra vantagem da utilização do PMMA como cimento ósseo é a boa relação custo-eficácia deste material. Porém, o PMMA não revela a capacidade de integração com o osso nativo e de potencializar a regeneração do tecido ósseo, além de apresentar uma rigidez excessiva que pode conduzir à fratura de vértebras adjacentes (Lieberman et al. 2005). Mais, a elevada temperatura de polimerização e toxicidade dos monômeros dos cimentos acrílicos possibilita a lesão térmica e necrose do tecido circundante, respectivamente.

4.4.2 Fosfatos de Cálcio

Ultimamente têm sido explorados novos materiais com vista a ultrapassar as limitações do PMMA, principalmente a rigidez excessiva que apresenta e a incapacidade de induzir o crescimento de novo osso. Os cimentos de fosfato de cálcio têm sido alvo de investigação neste âmbito (Tarsuslugil et al. 2013; Ryu et al. 2010; Kim & Jeon 2012; Zhang et al. 2011; Schumacher et al. 2013; Koh et al. 2014; Dickey et al. 2012). Os fosfatos de cálcio são materiais cerâmicos candidatos a substitutos ósseos pela semelhança com a fase mineral do osso que os torna extremamente biocompatíveis e permite que sejam reabsorvidos pelo natural processo de remodelação óssea. Contribuem ainda para o crescimento de novo osso, na medida em que atraem para o local osteoblastos e células progenitoras osteoblásticas capazes de produzir novo osso. Apesar das excelentes propriedades biológicas dos fosfatos de cálcio, permanecem dúvidas quanto à sua utilização como reforço do osso nativo de uma vértebra em termos mecânicos.

Contrariamente aos cimentos acrílicos, os fosfatos de cálcio são materiais frágeis, mais suscetíveis ao aparecimento de fissuras e de difícil manuseamento e injetabilidade. Apresentam baixa tenacidade à fratura o que leva à sua fragmentação quando submetidos a cargas cíclicas. A resistência mecânica e a tenacidade dos fosfatos de cálcio dependem fortemente da sua microestrutura. Geralmente, a resistência mecânica diminui com o aumento da porosidade do material. Contrariamente, a neovascularização e regeneração óssea exigem um determinado grau de porosidade do material, pelo

que é necessário ajustar um tamanho e forma dos poros adequado à resistência mecânica e comportamento biológico desejados (Zhang et al. 2014).

Os fosfatos de cálcio, tal como a hidroxiapatite, são geralmente produzidos a partir da mistura de uma fase líquida (água ou uma solução salina) com uma fase sólida (os componentes do fosfato de cálcio). Kim & Jeon 2012 demonstram que também a temperatura a que ocorre a reação de síntese destes materiais (mais baixa do que a de polimerização do PMMA) e a percentagem da fase sólida que o compõe influenciam a sua resistência mecânica (Kim & Jeon 2012). Na tentativa de aumentar a tenacidade dos fosfatos de cálcio alguns autores (Moreau et al. 2009; Dessì et al. 2014) têm procurado reforçar estes materiais cerâmicos com materiais fibrosos como o alginato, quitosano ou gelatina na tentativa de obter compósitos dúcteis (Krüger & Groll 2012; Canal & Ginebra 2011). É o caso do grupo de Oliveira et al. que investigou o potencial de um sistema híbrido composto por microsferas de hidroxiapatite, alginato de sódio e estrôncio enquanto material de reforço injetável. Segundo os autores este material apresenta excelentes propriedades biológicas e possui um grande potencial de promover a regeneração do osso. No entanto, do ponto de vista mecânico, o compósito revela uma resistência à compressão muito baixa comparativamente à resistência mecânica do osso trabecular. Os valores oscilam entre os 90 e os 600 kPa de acordo com o aumento da percentagem de microsferas de hidroxiapatite no sistema. Estes valores são muito inferiores ao de resistência à compressão do osso trabecular (3 MPa) mas estão mais próximos do que o do PMMA (115 MPa), segundo os autores (Oliveira et al. 2008).

A caracterização do comportamento mecânico de uma vértebra cimentada com produtos comerciais à base de fosfato de cálcio, candidatos a substitutos ósseos nesta e outras aplicações, tem vindo a ser explorada.

O grupo de Khanna et al. 2008 compara o efeito biomecânico do produto KyPhOs™ FS relativamente ao PMMA *KyphX® HV-R™* (Kyphon Inc) enquanto Belkoff et al. 2001 compara o substituto ósseo *BoneSource®* com o PMMA Simplex P® (Stryker®) (Belkoff et al. 2001; Khanna et al. 2008). Em ambos os estudos, os resultados sugerem que não existem diferenças significativas no comportamento mecânico da vértebra entre a cimentação com um fosfato de cálcio e com um PMMA. Apesar dos resultados supracitados, o PMMA permanece o material de eleição na cimentação de uma vértebra fraturada para a maioria dos cirurgiões possivelmente pelas facilidades de manuseamento e de injetabilidade do material.

Capítulo 5 - Mecânica do Tecido Ósseo

5.1 Introdução

A aplicação da mecânica a sistemas biológicos pretende descrever o movimento e como as forças geram movimento nos tecidos vivos, proporcionando ferramentas conceituais e matemáticas para o efeito. A física da maioria dos fenômenos biológicos é descrita através da mecânica dos meios contínuos que se dedica ao estudo do movimento e deformação (cinemática) e da tensão associada (Knudson 2007).

As propriedades mecânicas de um material são especificadas por equações constitutivas que só podem ser formuladas a partir da experimentação mecânica. Os modelos constitutivos, elaborados a partir das equações constitutivas, caracterizam o comportamento mecânico de um material refletindo a relação existente entre a deformação do mesmo e as cargas aplicadas (Fung 1981).

Este capítulo aborda os conceitos fundamentais da ciência dos materiais como os de tensão, deformação e resposta elástica e caracteriza o comportamento mecânico do osso, descrevendo para o efeito o modelo do sólido elástico Hookeano.

5.2 Conceitos Fundamentais da Ciência dos Materiais

O movimento e deformação de uma material geram uma tensão que consiste na intensidade de uma força aplicada por unidade de área de secção transversal de um corpo.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (N/m^2, Pa) \quad (5.1)$$

Por sua vez a tensão é responsável pela deformação do material, isto é, pela alteração das dimensões da estrutura em resposta às cargas externas aplicadas e é dada por:

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (5.2)$$

em que, l_0 corresponde ao comprimento inicial do material e l ao comprimento do material deformado.

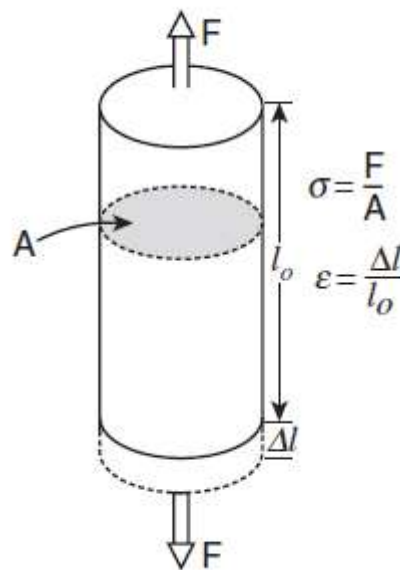


Figura 5.1 - Tensão e deformação à tração adaptado de (Ratner et al. 2004).

Para a maioria dos materiais de engenharia, a tensão e deformação são proporcionais através da Lei de Hooke, sendo o módulo de elasticidade, também conhecido por módulo de Young, (E) a constante de proporcionalidade.

$$\sigma = \varepsilon E \quad (5.3)$$

O gráfico da figura 5.2 ilustra a relação tensão-deformação no comportamento mecânico linear elástico. O declive da reta corresponde ao módulo de elasticidade supracitado. O módulo de elasticidade pode ser entendido como uma medida da rigidez do material ou da sua resistência à deformação.

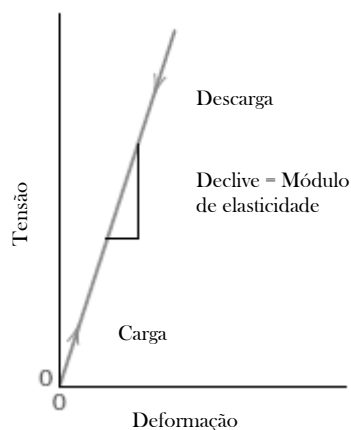


Figura 5.2 - Relação tensão-deformação para uma resposta linear elástica adaptado de (Callister 2001).

Nas situações em que a tensão e a deformação estabelecem entre si uma relação linear a deformação é elástica.

Uma resposta linear elástica implica que as vias de carga e descarga coincidam, que o comportamento do material seja independente do tempo, isto é, que o material responda de forma instantânea à carga aplicada mantendo-se a deformação constante enquanto a carga não é retirada e que o material retome a sua forma original quando a carga for removida. Se o material for deformado para além do seu limite de elasticidade o domínio elástico é ultrapassado ocorrendo uma deformação permanente ou plástica. Este limite corresponde ao designado ponto de cedência (local onde a curva inflete no gráfico). Neste ponto a tensão correspondente designa-se tensão de cedência (σ_y). Após este limite a tensão continua a aumentar gradualmente na região plástica até atingir um valor máximo, a tensão máxima ou tensão última (σ_u) que antecede a rutura do material (Nordin & Frankel 2012; Callister 2001).

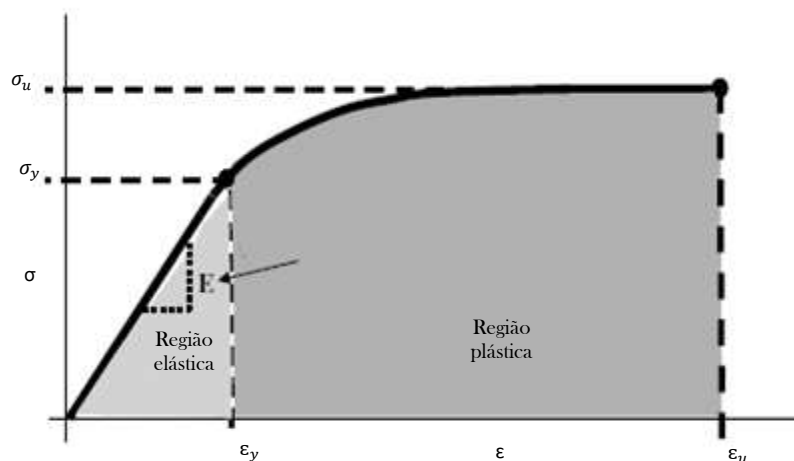


Figura 5.3 - Curva tensão-deformação para uma amostra de osso compacto submetido a tensão mecânica (Sharir et al. 2008).

5.3 Equação Constitutiva do Osso

A maioria dos materiais biológicos, incluindo o tecido ósseo, deforma e recupera a deformação de forma gradual quando sujeitos a cargas e descargas. Contrariamente à resposta elástica instantânea, este comportamento, designado viscoelástico, depende da velocidade com que a carga é aplicada e removida. Se o ensaio for conduzido a uma velocidade baixa, a viscosidade do material terá mais tempo para se manifestar. A deformação sofrida será maior do que a que se esperaria de uma simples resposta linear elástica e a estimativa do módulo de elasticidade do osso será baixa. Aumentada a velocidade de carregamento, a estimativa será mais elevada (Ratner et al. 2004). Num comportamento mecânico viscoelástico, as vias de carga e descarga não coincidem pois parte da energia armazenada durante a deformação é dissipada. Enquanto material viscoelástico o osso suporta cargas mais elevadas quando estas são aplicadas mais rapidamente e armazena mais energia antes da rotura nessa mesma condição (Nordin & Frankel 2012).

A equação constitutiva do osso é linear e anisotrópica. Além do seu comportamento mecânico variar consoante a direção em que a carga é aplicada, dadas as diferenças na arquitetura óssea transversal e longitudinal, sendo o osso um material composto heterogéneo, as suas propriedades mecânicas dependem ainda da sua composição e geometria. A densidade mineral óssea, idade, sexo, localização do osso, orientação da carga, taxa de deformação e condições experimentais são também fatores determinantes na resistência mecânica do osso (Cowin & Doty 2007; Prakash et al. 2007). Nas vértebras o próprio tamanho do corpo vertebral está relacionado com a resistência mecânica. A área da secção transversal do corpo da vértebra é inversamente proporcional à sua resistência mecânica quando a vértebra é submetida a cargas axiais. (Prakash et al. 2007).

Simplificando o comportamento mecânico do osso para linear elástico isotrópico, o modelo constitutivo do sólido elástico Hookeano permite descrever a relação tensão-deformação para o tecido ósseo.

5.3.1 Modelo do Sólido Elástico Hookeano

O sólido linear elástico é aquele que obedece à lei de Hooke, a qual descreve que o tensor das tensões σ_{ij} é linearmente proporcional ao tensor das deformações ϵ_{kl} pelo tensor de elasticidade C_{ijkl} .

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl}\epsilon_{kl} \quad (5.4)$$

Se o material for homogéneo, o tensor de elasticidade C_{ijkl} é constante, ou seja, independente da posição. O número de constantes elásticas necessário para caracterizar o comportamento mecânico de um dado material é variável consoante as propriedades mecânicas variem ou não com a direção, isto é, se o material for elasticamente anisotrópico ou isotrópico.

Para materiais isotrópicos são necessárias pelo menos duas constantes elásticas, pelo que a equação 5.4 se transforma em:

$$\sigma_{ij} = \lambda\epsilon_{\alpha\alpha}\delta_{ij} + 2\mu\epsilon_{ij} \quad (5.5)$$

sendo λ e μ as designadas constantes de Lamé e μ o módulo de corte, mais frequentemente representada por G . Desenvolvendo a equação 5.5 com as coordenadas cartesianas retangulares x , y e z obtém-se:

$$\sigma_{xx} = \lambda(\epsilon_{xx} + \epsilon_{yy} + \epsilon_{zz}) + 2G\epsilon_{xx} \quad (5.6)$$

$$\sigma_{yy} = \lambda(\epsilon_{xx} + \epsilon_{yy} + \epsilon_{zz}) + 2G\epsilon_{yy} \quad (5.7)$$

$$\sigma_{zz} = \lambda(\epsilon_{xx} + \epsilon_{yy} + \epsilon_{zz}) + 2G\epsilon_{zz} \quad (5.8)$$

$$\sigma_{xy} = 2G\epsilon_{xy} \quad (5.9)$$

$$\sigma_{yz} = 2G\epsilon_{yz} \quad (5.10)$$

$$\sigma_{zx} = 2G\varepsilon_{zx} \quad (5.11)$$

A equação 5.5 pode ser escrita em ordem ao tensor das deformações ε_{ij} obtendo-se :

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1+\nu}{E}\sigma_{ij} - \frac{\nu}{E}\sigma_{kk}\delta_{ij} \quad (5.12)$$

Escrevendo a equação 5.12 por extenso tem-se:

$$\varepsilon_{xx} = \frac{1}{E}[\sigma_{xx} - \nu(\sigma_{yy} + \sigma_{zz})] \quad (5.13)$$

$$\varepsilon_{yy} = \frac{1}{E}[\sigma_{yy} - \nu(\sigma_{zz} + \sigma_{xx})] \quad (5.14)$$

$$\varepsilon_{zz} = \frac{1}{E}[\sigma_{zz} - \nu(\sigma_{xx} + \sigma_{yy})] \quad (5.15)$$

$$\varepsilon_{xy} = \frac{1+\nu}{E}\sigma_{xy} = \frac{1}{2G}\sigma_{xy} \quad (5.16)$$

$$\varepsilon_{yz} = \frac{1+\nu}{E}\sigma_{yz} = \frac{1}{2G}\sigma_{yz} \quad (5.17)$$

$$\varepsilon_{zx} = \frac{1+\nu}{E}\sigma_{zx} = \frac{1}{2G}\sigma_{zx} \quad (5.18)$$

sendo ν uma propriedade mecânica designada coeficiente de Poisson, que corresponde à razão entre as deformações lateral e axial, quando um material isotrópico é tracionado ou comprimido axialmente na direção z . Nesta situação $\varepsilon_x = \varepsilon_y$ e o coeficiente de Poisson é definido por:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_x}{\varepsilon_z} = -\frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_z} \quad (5.19)$$

O sinal negativo na equação 5.19 impõe sempre um resultado positivo visto que ε_x e ε_z têm sempre sinais opostos (Fung 1981).

Capítulo 6 - Método dos Elementos Finitos

6.1 Introdução

O método dos elementos finitos (MEF) consiste num método numérico (aproximado) que permite solucionar problemas de engenharia complexos para os quais seja difícil obter uma solução analítica exata. Os cálculos analíticos exatos estão limitados a problemas lineares e a geometrias, propriedades materiais e condições de fronteira simples. Aumentada a complexidade do problema, os cálculos analíticos implicam simplificações que tornam os resultados pouco precisos (Ratner et al. 2004).

Na Biomecânica, o método dos elementos finitos permite o estudo de estados complexos de tensão e deformação ou de difícil determinação através da experimentação *in vitro* ou *in vivo*. O MEF fornece ainda a distribuição das tensões e deformações ao longo de toda a geometria em estudo e permite prever a ocorrência de fraturas ou rutura dos tecidos biológicos num local específico bem como o desempenho de dispositivos médicos implantados no corpo humano (Completo & Fonseca 2011).

6.2 Características do MEF

O método dos elementos finitos baseia-se na discretização da estrutura que se pretende analisar num número finito de elementos com uma geometria regular para os quais se conhece ou pode obter-se uma descrição matemática do seu comportamento. Os elementos encontram-se unidos pelos designados nós formando uma malha de elementos finitos. A solução numérica consiste na soma da resposta de cada um dos elementos às condições impostas, pelo que a precisão dos resultados depende do tipo de elemento selecionado e do nível de refinamento da malha. Quanto maior o número de elementos da malha maior a convergência dos resultados para uma solução mais correta (Completo & Fonseca 2011).

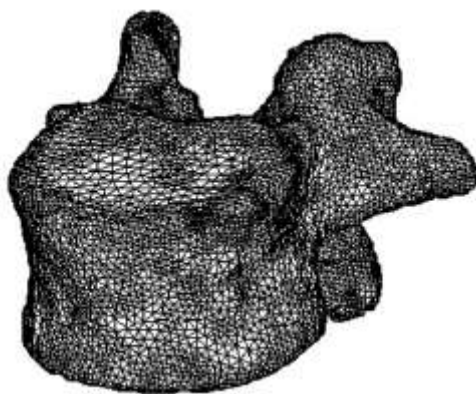


Figura 6.1 - Modelo 3D de elementos finitos de uma vertebral lombar (L1) adaptado de (Tawara et al. 2010).

Na caracterização de um comportamento linear elástico, a primeira variável a determinar é o campo de deslocamentos dos nós da malha de elementos finitos. Em função dos deslocamentos nodais determina-se o deslocamento de cada ponto do elemento finito. Desta forma ultrapassa-se o problema de calcular o deslocamento de um número infinito de pontos num domínio contínuo, através do cálculo dos deslocamentos nos nós da malha de elementos finitos.

As componentes do deslocamento dos nós designam-se graus de liberdade. Num elemento tridimensional cada nó possui três graus de liberdade relativos aos deslocamentos desse ponto nas três direções espaciais ortogonais. Após determinados os deslocamentos nodais, calculam-se as deformações correspondentes. Por fim, o estado de tensão é determinado a partir das deformações calculadas e das leis constitutivas que definem o comportamento do material. Na elasticidade linear a expressão que permite o cálculo do estado de tensão é a lei de Hooke que na forma tensorial corresponde a:

$$\sigma = D : \varepsilon \quad (6.1)$$

em que, σ corresponde ao tensor das tensões de Cauchy, D ao tensor de elasticidade (dependente das constantes elásticas do material e do coeficiente de Poisson) e ε ao tensor das deformações.

A determinação de todas as variáveis mencionadas envolve uma sequência de etapas. A primeira diz respeito à obtenção do modelo 3D da estrutura a estudar. Posteriormente, é gerada a malha de elementos finitos com a forma do elemento que melhor se adequa à estrutura (frequentemente tetraédrica ou hexaédrica em análises tridimensionais). Segue-se a atribuição das propriedades mecânicas dos materiais considerados e a definição das condições de fronteira a que o material está sujeito. Por fim, são efetuados todos os cálculos pelo programa de simulação numérica e são apresentados os resultados obtidos na forma gráfica e tabular (Teixeira Dias et al. 2010).

6.3 Modelação 3D da Geometria de Vértebras Lombares

Nos últimos anos, vários investigadores têm-se debruçado sobre a caracterização do comportamento mecânico de vértebras lombares saudáveis, osteoporóticas e tratadas com polimetilmetacrilato (PMMA) pelo método dos elementos finitos.

Alguns estudam exclusivamente a biomecânica da vértebra que é efetivamente cimentada (Provatidis et al. 2010; Erdem et al. 2013; McDonald et al. 2010; Villarraga Ph D et al. 2004; Higgins et al. 2007; Sun & Liebschner 2004; Dickey et al. 2012). Outros (Dabirrahmani et al. 2012; Zhang et al. 2010; Li & Lewis 2010; Tsouknidas et al. 2013; Rohlmann et al. 2010) optam por construir modelos representativos de unidades funcionais da coluna vertebral, compostos por duas ou mais vértebras. Esta metodologia é seguida quando além de se investigar a eficácia da cifoplastia na restituição das propriedades mecânicas da vértebra osteoporótica, a potencial alteração da biomecânica das vértebras adjacentes e da predisposição à fratura a que a técnica as pode expor, devido a um aumento da rigidez da vértebra cimentada, é também alvo de estudo. A modelação dos ligamentos, juntas e dos discos intervertebrais implica também a construção de um modelo geométrico que envolva pelo menos duas vértebras.

Em Biomecânica, os modelos 3D de elementos finitos dos tecidos em estudo obtém-se frequentemente a partir da reconstrução de imagens de tomografia computadorizada ou de ressonâncias magnéticas, de um determinado caso clínico. As imagens médicas bidimensionais, alinhadas segundo um eixo e com uma determinada sobreposição e espessura, dão origem a um volume, quando importadas para programas comerciais de processamento de imagem médica que permitem seleccionar os tecidos de interesse a partir da densidade dos tecidos. Do ponto de vista do planeamento cirúrgico, a biomodelação 3D é extremamente vantajosa pois permite melhorar a comunicação com o paciente, definir, praticar e orientar a abordagem cirúrgica, preparar implantes customizados, prevenir eventuais erros e aumentar a eficácia dos atos médicos (D'Urso et al. 1999; Seitz et al. 2004; Winder & Bibb 2005). A grande maioria dos autores supracitados gera os seus

modelos geométricos desta forma. Somente o grupo de McDonald et al. (2010) cria um modelo de trabécula singular e posteriormente uma rede de trabéculas transversais e longitudinais para representar o osso trabecular. Para o osso cortical constrói uma parede externa com uma espessura do elemento de 0,5 mm em torno da matriz trabecular, como ilustra a figura 6.2. Alguns estudos (Eswaran et al. 2007; Cristofolini et al. 2013; Wang et al. 2011; Ritzel et al. 1997) dedicam-se a determinar a espessura da parede cortical das vértebras e a relacionar as variações de espessura com o envelhecimento e com a osteoporose, de acordo com o tipo de vértebra. Segundo Eswaran et al. (2007) a espessura média da parede cortical de vértebras torácicas e lombares é de 0,38 (\pm 0,06) mm. O estudo de Ritzel et al. (1997) distingue ainda a espessura anterior e posterior da parede cortical das vértebras lombares saudáveis e osteoporóticas. Apresenta 308 μ m para a parede ventral e 272 μ m para a dorsal. Na presença de osteoporose, as espessuras alteram para 321 e 185 μ m, respetivamente. Cristofolini et al. (2013) determinou especificamente para a vértebra L1 uma espessura de 0,44 (\pm 0,24) mm. Wang et al. 2011 demonstra que as placas ósseas terminais, embora constituídas por osso cortical, são mais espessas do que a parede cortical. Para a placa terminal superior sugerem cerca de 1,03 mm de espessura e para a placa terminal inferior indicam uma espessura de, aproximadamente, 0,78 mm.

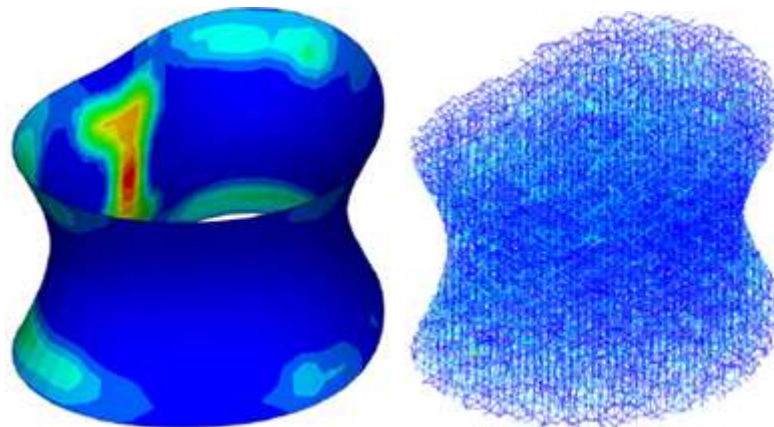


Figura 6.2 - Modelo de uma vértebra lombar desenvolvido por McDonald et al. adaptado de (McDonald et al. 2010)

6.4 Simulação da Osteoporose e da Cimentação Óssea

Na maioria dos trabalhos de simulação biomecânica em vértebras, o comportamento mecânico do osso é simplificado em linear elástico isotrópico (Pitzen et al. 2002; Qiu et al. 2006; Depalle et al. 2013; Teoh & Chui 2008; Dall'Ara et al. 2013; McDonald et al. 2010; Dickey et al. 2012). A tabela

seguinte mostra a gama de valores do módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson para a componente cortical e trabecular de uma vértebra descrita na literatura.

Material	Módulo de elasticidade, E (MPa)	Coefficiente de Poisson, ν
Osso cortical	1000 - 12000	0,25 - 0,5
Osso trabecular	100 - 400	0,01 - 0,35

Tabela 6.1 - Propriedades mecânicas para o osso cortical e trabecular vertebral adaptado de (McDonald et al. 2010; Pitzen et al. 2002; Qiu et al. 2006; Depalle et al. 2013; Teoh & Chui 2008; Dall'Ara et al. 2013; Dickey et al. 2012).

Provatidis et al. (2010), Dabirrahmani et al. (2012) e Sun & Liebschner (2004) servem-se das unidades de Hounsfield das imagens de uma tomografia computadorizada quantitativa, convertidas em valores de densidade mineral óssea, para traduzir esses valores em diferentes módulos de elasticidade. A conversão surge de relações empíricas resultantes da experimentação mecânica. Outros autores (Polikeit et al. 2004; Pitzen et al. 2002; Qiu et al. 2006; Zhang et al. 2010; Dickey et al. 2012) atribuem as propriedades mecânicas com base em valores descritos na literatura ou obtidos na experimentação mecânica. Nos que adotam valores da literatura, a osteoporose é simulada reduzindo o módulo de elasticidade da parede cortical, placas terminais ósseas e elementos posteriores (lâminas, pedículos e apófises) em 33% e do osso trabecular em 66% (Zhang et al. 2010). A força aplicada varia entre 400 e 1200 N entre os estudos e está por vezes (Provatidis et al. 2010; Zhang et al. 2010; Erdem et al. 2013) relacionada com o peso dos pacientes, correspondendo a 2/3 do peso dos mesmos.

A variabilidade de modelos geométricos das vértebras, das propriedades mecânicas atribuídas e dos carregamentos e restrições aplicadas poderão dificultar a comparação de resultados. No entanto, as principais alterações induzidas pela osteoporose no comportamento mecânico de uma vértebra incidem na acentuação da concavidade da placa terminal superior (ver figura 6.3) e no aumento da tensão equivalente relativamente à situação saudável. Os valores de tensão máxima de von Mises variam significativamente entre os estudos pelos motivos supracitados como se verifica na tabela 2.3. (Provatidis et al. 2010; Zhang et al. 2010).

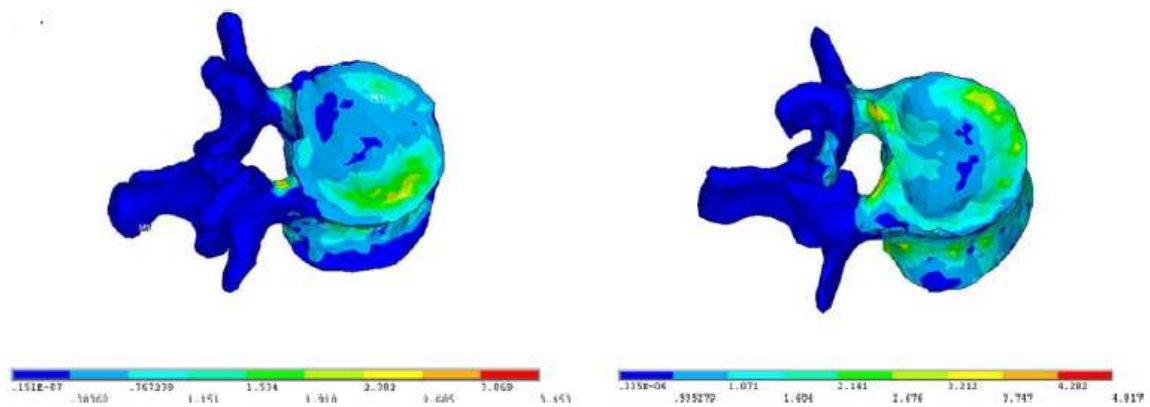


Figura 6.3 - Tensões de von Mises em MPa na vértebra (a) com um índice T normal e (b) osteoporótica adaptado de (Provatidis et al. 2010).

Autor	Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)
Provatidis et al. 2010	Placa terminal óssea superior	3,16
Zhang et al. 2010	Placa terminal óssea superior	4,58
Li & Lewis 2010	Parede cortical	12,17

Tabela 6.2 - Tensões máximas de von Mises em vertebbras osteoporóticas para vários autores (Provatidis et al. 2010; Zhang et al. 2010; Li & Lewis 2010; Villarraga Ph D et al. 2004).

Vários autores (Villarraga Ph D et al. 2004; Higgins et al. 2007; Li & Lewis 2010; Dabirrahmani et al. 2012; Sun & Liebschner 2004; Rohlmann et al. 2010; Tsouknidas et al. 2013; Luo et al. 2009) têm estudado a influência do volume e modalidade cirúrgica nos modelos 3D de elementos finitos. As formas mais frequentemente simuladas e que mais se aproximam à geometria do cimento ósseo, de acordo com imagens médicas de vértebras reforçadas são: dois cilindros com os vértices arredondados (Villarraga Ph D et al. 2004; Li & Lewis 2010; Tsouknidas et al. 2013), dois esferóides prolatos dispostos assumindo simetria do corpo vertebral em relação ao plano sagital e alinhados 20 a 30° relativamente a cada pedículo (abordagem bipedicular) ou um único esferóide oblato no centro do corpo da vértebra (abordagem unipedicular) (Li & Lewis 2010; Villarraga Ph D et al. 2004). Geralmente os volumes de cimento ósseo testados oscilam entre 10 e 30% (Higgins et al. 2007; Sun & Liebschner 2004) do volume do corpo vertebral em estudo ou entre 2 e 8 ml (Rohlmann et al. 2010; Tsouknidas et al. 2013).

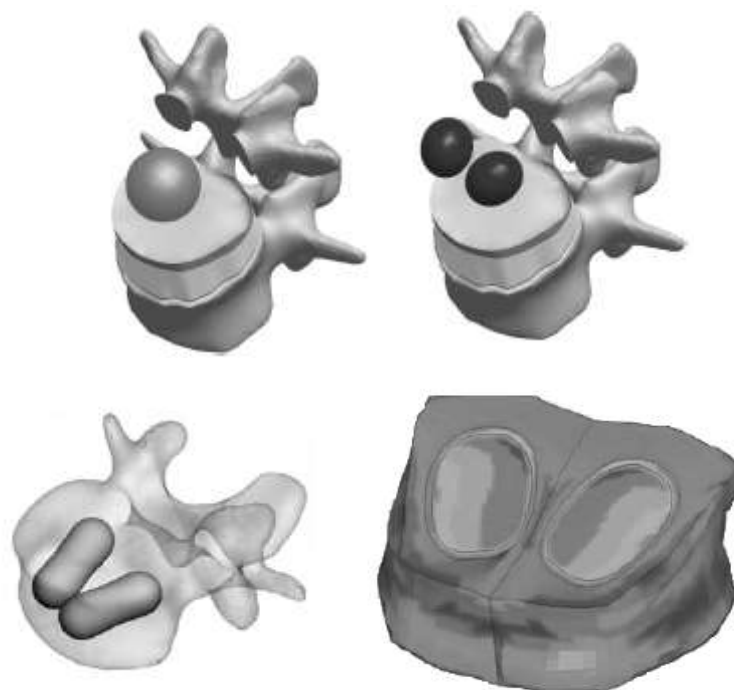


Figura 6.4 - Formas de modelar a cimentação óssea adaptado de (Li & Lewis 2010; Villarraga Ph D et al. 2004; Tsouknidas et al. 2013).

6.5 Validação do Modelo de Elementos Finitos

Os modelos numéricos de elementos finitos fornecem o detalhe e a possibilidade de otimização de um determinado processo que a experimentação nem sempre permite alcançar. No entanto, a modelação pelo método dos elementos finitos deve ser complementada com a experimentação mecânica, estabelecendo-se a prova do conceito numérico (Gillard et al. 2014; Adams & Dolan 2005).

Na caracterização do comportamento mecânico de vértebras, os ensaios de compressão uniaxial nas vértebras cadavéricas frescas modeladas são frequentemente adotados para validar os modelos numéricos (Teoh & Chui 2008; Kinzl et al. 2012; Kinzl et al. 2013; Zeinali et al. 2010). A vértebra é gradualmente comprimida, geralmente até à fratura, registando-se as forças e os deslocamentos que permitirão deduzir a relação tensão-deformação existente. Neste tipo de ensaio a medida dos deslocamentos é feita num número muito limitado de pontos, havendo ainda o risco de danificar a amostra pelo contacto com o provete (Sharir et al. 2008). As técnicas de metrologia ótica permitem ultrapassar algumas limitações dos ensaios mecânicos clássicos. Não requerem o contacto com o provete e não implicam a sua destruição. Podem ser conduzidos em amostras imersas em água, o que constitui um requisito extremamente importante no estudo de amostras biológicas, já que a maioria dos tecidos biológicos é composta, em grande parte, por água (Barak et al. 2009). Permitem ainda obter uma informação espacial dos deslocamentos mais precisa já que as medições efetuadas

por meio destas técnicas abrangem toda a superfície do provete (Gillard et al. 2014). A prototipagem rápida é uma tecnologia de fabrico aditivo a partir da qual os modelos virtuais anatómicos 3D podem ser convertidos em modelos físicos não só para o planeamento e ensaio cirúrgico como para a validação dos modelos numéricos de elementos finitos, efetuando-se os ensaios supracitados sobre as peças produzidas.

6.5.1 Prototipagem Rápida

Para que um processo possa ser considerado prototipagem rápida tem de basear-se num ficheiro *CAD* 3D, tem de ser um processo de fabrico aditivo, caracterizar-se pelo baixo tempo de fabricação comparativamente com tecnologias alternativas tradicionais, apresentar pouca ou nenhuma limitação no fabrico de formas complexas e dispensar operadores altamente especializados (Alves et al. 2001). Um processo de prototipagem rápida envolve várias etapas. A modelação 3D da peça em sistema *CAD* consiste na digitalização da peça e no processamento da nuvem de pontos obtida para construir uma superfície. Posteriormente é gerada uma malha triangular reconhecida por todas as máquinas de prototipagem rápida, o ficheiro *.STL*. A especificação do fatiamento em camadas depende da máquina utilizada. Quando se tratam de imagens médicas tenta-se que a sua espessura seja semelhante ao fatiamento definido na máquina. Por fim definem-se os suportes se a técnica assim o exigir (Chua et al. 2003).

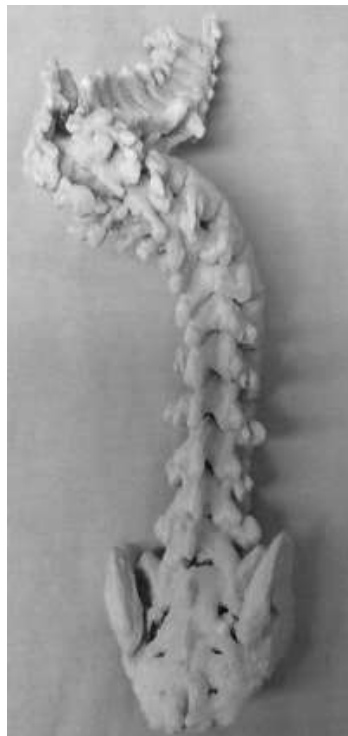


Figura 6.5 - Prototipagem rápida da coluna de uma jovem de 16 anos com escoliose adaptado de (Song et al. 2013).

6.5.1.1 Estereolitografia

A estereolitografia (*SLA*) é um sistema de prototipagem rápida de base líquida no qual uma resina epoxídica líquida é fotopolimerizada, camada a camada, para formar o objeto pretendido de acordo com o ficheiro .STL. Na estereolitografia, cada camada é digitalizada por um sistema de digitalização ótica. O laser varre transversalmente a superfície da resina formando-se um sólido entre a resina líquida. A adição sucessiva de camadas é controlada por um sistema de elevação que desce sistematicamente quando completa cada camada. Independentemente das dimensões da peça que se pretenda produzir (dentro da capacidade da máquina de estereolitografia), o tanque tem estar totalmente preenchido com resina. Para que a peça não se perca entre o líquido, a estereolitografia exige suportes, gerados automaticamente aquando da definição do número de camadas, que equilibrem o protótipo nas zonas sem apoio. Concluída a polimerização na cuba, ocorre a lavagem da peça para retirar o excedente de resina que não faz parte da mesma. A peça até aqui produzida não está totalmente polimerizada, sendo neste momento introduzida numa câmara com luz ultravioleta para finalizar a polimerização (pós cura) (Chua et al. 2003; Alves et al. 2001; Clair 1996)

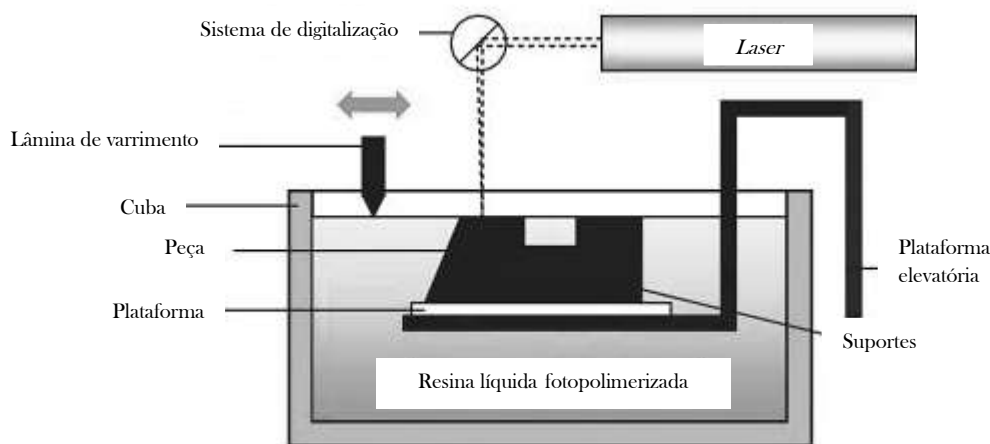


Figura 6.6 - Esquemática do processo de estereolitografia adaptado de (Chua et al. 2003).

No âmbito do planeamento cirúrgico a estereolitografia permite obter modelos físicos transparentes para a visualização de estruturas internas passíveis de esterilizar, utilizar na sala cirúrgica e de colorir seletivamente para melhorar a visualização ou marcar determinados componentes (materiais de reforço ósseo, por exemplo). Os modelos de estereolitografia de estruturas duras como o osso são diretamente utilizados como modelos anatómicos. Para representar tecidos moles como a pele, por exemplo, a estereolitografia é utilizada para fabricar moldes para aplicação de outras técnicas (Seitz et al. 2004). Além do planeamento cirúrgico e fabrico de dispositivos implantáveis, a versatilidade da estereolitografia estende-se ainda à engenharia de tecidos com o desenvolvimento de novas resinas

para produção de *scaffolds* (matrizes) que incorporam células e fatores de crescimento induzindo a regeneração dos tecidos (Melchels et al. 2010; Melchels et al. 2012).

6.5.2 Interferometria Eletrônica por Padrões *Speckle*

A interferometria eletrônica por padrões *speckle* (*ESPI*) é uma das mais modernas técnicas de metrologia ótica baseadas no fenômeno ótico da interferência, onde os deslocamentos são determinados a partir de variações na luz refletida por amostras com superfícies opticamente rugosas, tal como as dos tecidos biológicos mineralizados (Shahar et al. 2007).

O princípio da técnica está na observação de que, quando uma superfície opticamente rugosa é iluminada por uma fonte de luz coerente, os feixes de luz refletidos interferem localmente uns com os outros criando uma imagem granulada designada padrão *speckle*, que se altera quando se estimula, por exemplo, mecanicamente, o provete. As diferenças entre os padrões gerados pré e pós-carga, registadas através de uma câmara, são usadas para detetar as diferenças de fase das ondas. Essa diferença corresponde aos deslocamentos à superfície. Posteriormente, a magnitude dos deslocamentos é calculada a partir de algoritmos de mudança de fase (Barak et al. 2009).

A vantagem da interferometria eletrônica por padrões *speckle* face aos ensaios mecânicos clássicos é a possibilidade de determinar as propriedades mecânicas de materiais com comportamento anisotrópico a partir de múltiplas medições em cada amostra. A limitação da técnica está na necessidade de que a carga seja aplicada em pequenos incrementos, sendo os deslocamentos calculados para cada incremento e somados no final, uma vez que grandes deformações causam a decorrelação ótica, podendo tornar as medições inválidas (Shahar et al. 2007). A extrema sensibilidade deste sistema pode ser encarada como uma vantagem na medida em que permite detetar deslocamentos submicrométricos e como uma limitação relativamente às vibrações ambientais, pois implica a utilização do sistema num ambiente isolado (Barak et al. 2009).

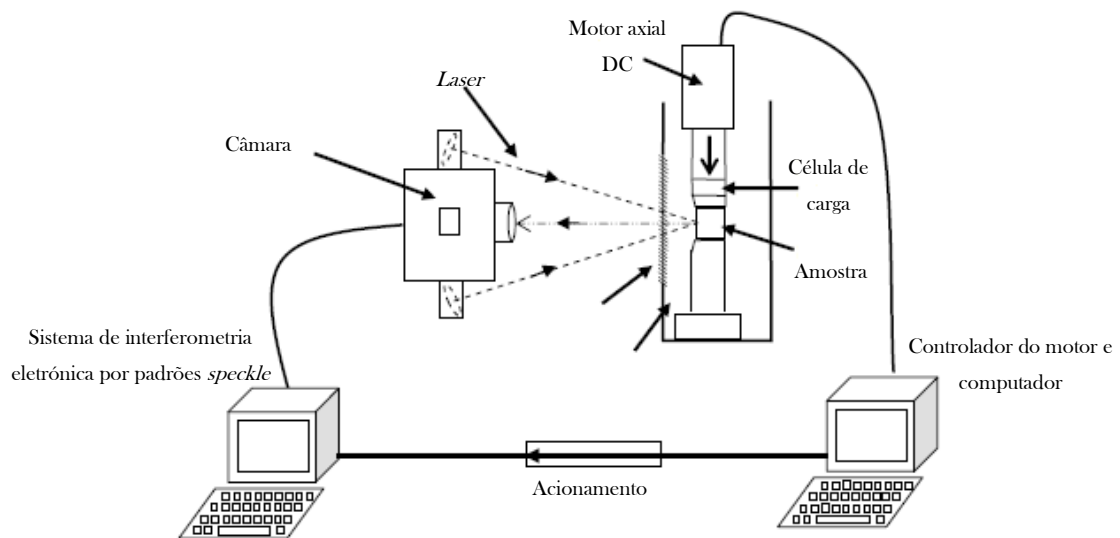


Figura 6.7 - Esquemática de um sistema experimental de interferometria eletrônica por padrões *speckle* adaptado de (Shahar et al. 2007).

O sistema de *ESPI* do LOME baseia-se no interferómetro de *Michelson*, um interferómetro de duas ondas por divisão de amplitude da luz no divisor de feixe, cujo esquema se apresenta na figura 6.8. Uma luz coerente monocromática (F) é dividida nos feixes de referência e de sinal pelo divisor de feixe (DF). O feixe de referência é refletido por um espelho (E) e o feixe de sinal refletido pelo objeto, cujo deslocamento se pretende medir (O), retornam ao divisor de feixe para serem recombinados e refletidos em direção ao detetor. Se a diferença de fase entre a referência e o sinal é zero ou um múltiplo do comprimento de onda, a interferência é construtiva, se for π é destrutiva, obtendo-se, respetivamente franjas brilhantes ou escuras no ecrã (Monteiro 2012).

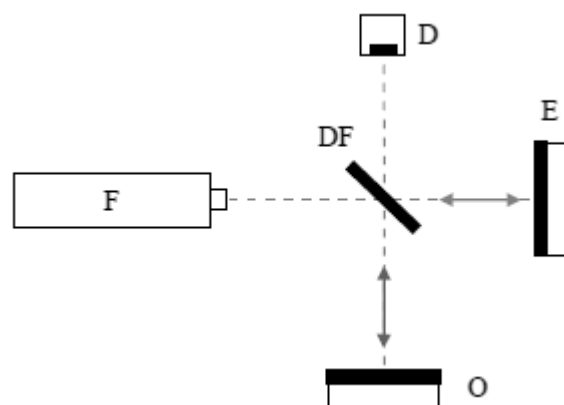


Figura 6.8 - Esquemática do interferómetro de *Michelson* (Monteiro 2012).

6.5.3 Correlação Digital de Imagem

A correlação digital de imagem (*DIC*) é uma técnica de metrologia ótica não-interferométrica que se baseia na comparação de duas imagens adquiridas em diferentes estados, uma antes do material ser deformado (estado de referência) e outra após a deformação, calculando-se o deslocamento do material sujeito a tensão mecânica através de um método de correlação matemática (Pan et al. 2009). Relativamente à interferometria eletrônica por padrões *speckle*, a correlação digital de imagem é mais vantajosa. O sistema experimental e a preparação do provete são mais expeditos. É somente necessário uma ou duas câmaras para registar as imagens e a pulverização do provete para criar um padrão granular. Na correlação digital de imagem não é necessária a luz laser. Uma luz branca ou a luz natural é suficiente para iluminar a amostra. A correlação digital de imagem não é tao sensível às vibrações ambientais mas a menor sensibilidade da correlação digital de imagem faz com que detete deslocamentos apenas a partir da ordem dos micrómetros, à escala macroscópica. A qualidade das imagens e consequentemente das medições efetuadas está fortemente dependente da qualidade do sistema de imagem, de uma calibração exaustiva, do controlo de eventuais variações na iluminação e da qualidade do padrão *speckle* gerado (Barak et al. 2009; Pan et al. 2009). A correlação digital de imagem a 2D envolve apenas uma câmara na montagem experimental e permite realizar medições dos deslocamentos e deformações exclusivamente no plano. Uma montagem experimental com duas câmaras (*DIC-3D*) acrescenta a possibilidade de medir fora do plano (Kashfuddoja et al. 2014).

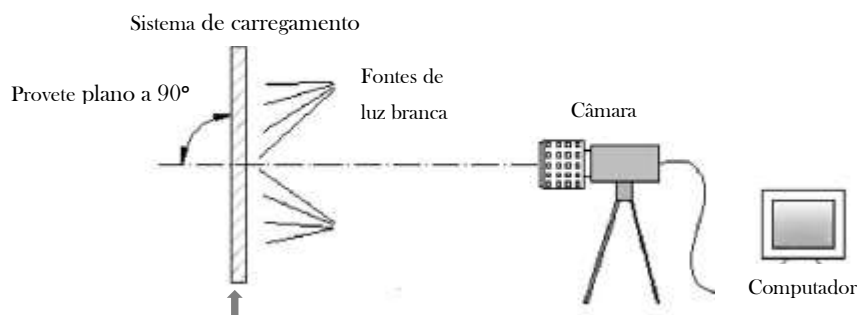


Figura 6.9 - Esquemática de um sistema experimental de correlação digital de imagem adaptado de (Pan et al. 2009).

Atualmente os princípios da correlação digital de imagem estendem-se já a uma abordagem volumétrica designada correlação digital de volume (*DVC*) que permite obter o campo dos deslocamentos e deformações a três dimensões tal como no método dos elementos finitos. O grupo Hussein et al. 2012 aplicou esta tecnologia ao estudo do mecanismo de fratura do corpo vertebral por compressão (Hussein et al. 2012) obtendo os resultados ilustrados na figura 6.10.

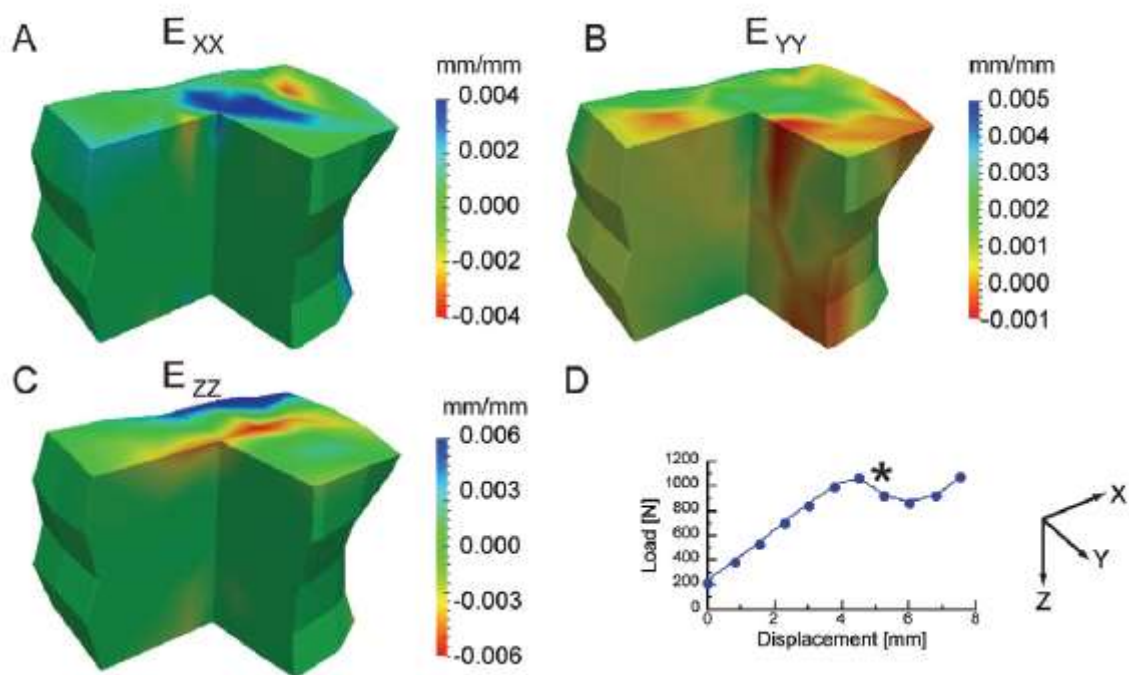


Figura 6.10 - Deformações numa vértebra calculadas para o patamar de carga referido no gráfico por correlação digital de volume (Hussein et al. 2012).

Capítulo 7 - Modelos Numéricos 3D de Elementos Finitos

7.1 Introdução

Na presente dissertação foi construído um modelo 3D de elementos finitos de uma vértebra lombar (L1) com base nas seguintes referências bibliográficas: (Tsouknidas et al. 2013; Villarraga Ph D et al. 2004; Zhang et al. 2010; Li & Lewis 2010; Provatidis et al. 2010; Dickey et al. 2012; McDonald et al. 2010; Erdem et al. 2013; Dabirrahmani et al. 2012; Rohlmann et al. 2010)

A geometria obtida teve origem nas imagens de uma tomografia computadorizada de uma coluna lombar saudável, processadas em programas comerciais de edição e processamento de imagem médica e de desenho assistido por computador. Obtida a geometria da vértebra L1 e as suas variantes de acordo com o tipo de cimentação estudada, gerou-se a malha de elementos finitos numa análise estrutural estática e linear. Duas variantes do modelo virtual 3D da vértebra L1 foram convertidos em modelo físicos pela tecnologia de prototipagem rápida (estereolitografia) para validação dos resultados com ensaios de interferometria eletrónica por padrões *speckle* antes e após a simulação de uma cifoplastia. Nesta secção apresentam-se detalhadamente as metodologias seguidas para a obtenção dos modelos 3D de elementos finitos e validação dos resultados.

7.2 Materiais e Métodos

Para o presente estudo utilizaram-se imagens de uma tomografia computadorizada de um segmento da coluna vertebral contendo a vértebra L1 de uma paciente jovem saudável, com idade inferior a 35 anos, para garantir, em conjunto com a análise das radiografias por um especialista da área, a ausência de osteoporose. As imagens foram obtidas em formato DICOM na base de dados do serviço de radiologia do Hospital São João. A obtenção dos modelos numéricos 3D de elementos finitos implicou a utilização dos programas de modelação 3D Mimics® Versão 10.1, Rapidform® XOR2 e SolidWorks® Premium 2013. A malha de elementos finitos foi gerada através do programa de simulação numérica Ansys® 14.5.7. Na componente experimental deste trabalho, para caracterizar o comportamento mecânico das microsferas de hidroxiapatite + alginato de sódio funcionalizadas com estrôncio prepararam-se provetes deste material produzido no INEB a partir dos moldes descritos na norma ISSO 5833 e realizaram-se ensaios de compressão uniaxial na máquina de ensaio Instron Eletro Plus™ E1000. Para validar os modelos numéricos gerados por interferometria eletrónica por padrões *speckle* produziram-se, por estereolitografia, duas variantes do modelo físico da vértebra e quatro provetes cilíndricos da resina *RenShape*® SL 7810 para a caracterização das suas propriedades mecânicas com um ensaio de compressão uniaxial juntamente com correlação digital de imagem com o sistema VIC-3D™.

7.2.1 Obtenção da Geometria

O modelo tridimensional da vértebra L1 foi construído a partir de imagens de tomografia computadorizada de um segmento da coluna lombar de uma paciente jovem saudável com cortes de 1 mm de espessura e 1,5 mm de sobreposição das fatias. A reconstrução das imagens foi feita no Mimics© aplicando um *thresholding* para definir os contornos da vértebra. Ao gerar o modelo 3D do segmento na sua totalidade, identificou-se a vértebra L1 pela ausência de costelas presentes na vértebra torácica superior à L1. As partes pertencentes às vértebras superiores ou inferiores à vértebra L1 encontradas nas imagens foram removidas manualmente visto que, de acordo com a anatomia típica de uma vértebra, muitas vezes, os cortes abrangem o corpo vertebral de uma determinada vértebra e os elementos posteriores da vértebra antecedente. Designam-se por elementos posteriores os constituintes anatómicos do arco vertebral (pedículos, lâminas, apófises transversas, mamilares, articulares, acessórias e espinhosa). As discontinuidades presentes no interior do contorno da vértebra foram também preenchidas manualmente.

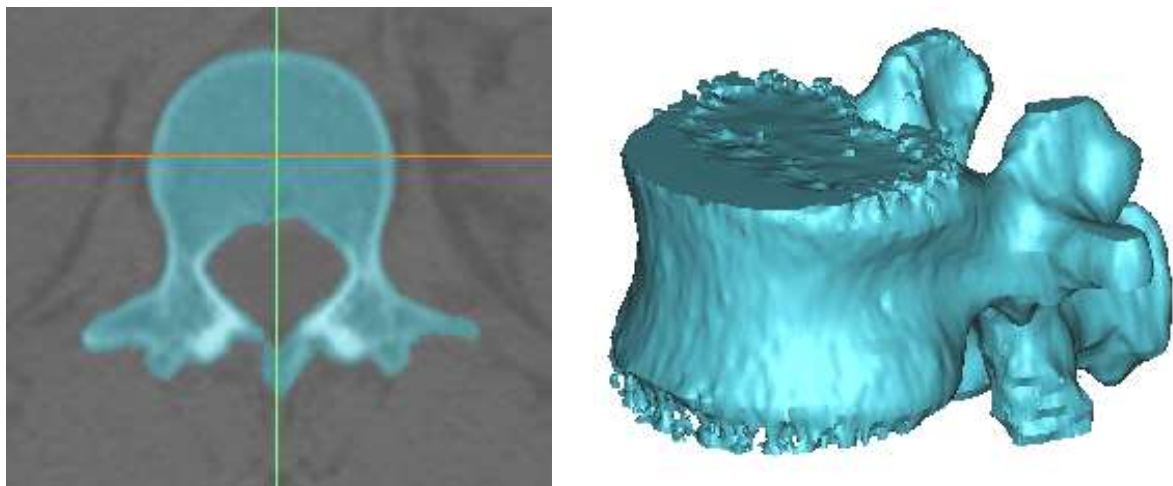


Figura 7.1 - Modelo 3D da vértebra L1 gerado no Mimics. Tresholding aplicado a uma fatia da tomografia computadorizada (à esquerda) e nuvem de pontos (à direita).

Os ficheiros .STL gerados foram importados para o Rapidform© XOR2 para remoção de alguns pontos internos da nuvem de pontos gerada no Mimics, suavização das superfícies e criação do corpo sólido. As irregularidades encontradas nas placas terminais superior e inferior da vértebra foram eliminadas no SolidWorks para facilitar a modelação de superfícies na discretização da vértebra em quatro partes.

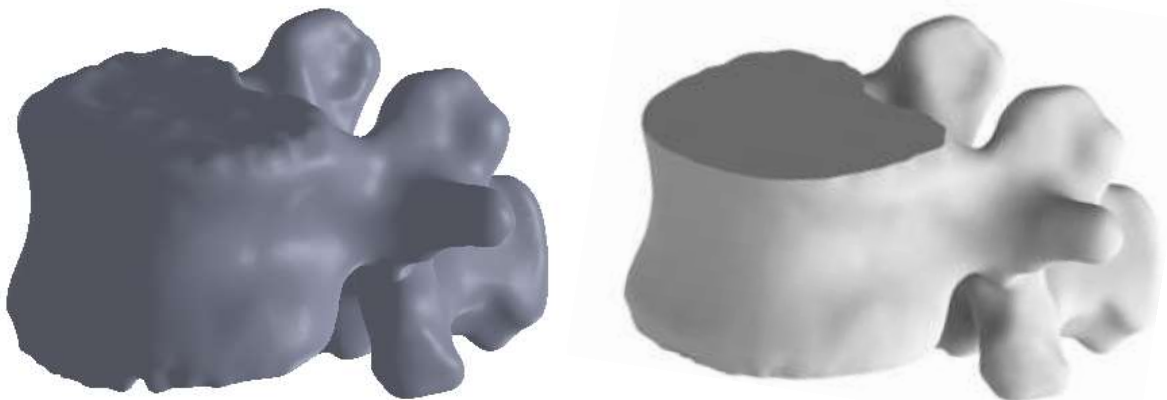


Figura 7.2 - Corpo sólido gerado no RapidForm e geometria final obtida no SolidWorks.

O modelo 3D da vértebra L1 foi trabalhado em SolidWorks para subdividi-lo em quatro corpos sólidos com propriedades mecânicas distintas: uma parede cortical lateral, com uma espessura de 0,5 mm (McDonald et al. 2010), em torno de um bloco de osso esponjoso, duas placas terminais ósseas (superior e inferior) com espessura de 1 mm (Wang et al. 2011) e elementos posteriores.

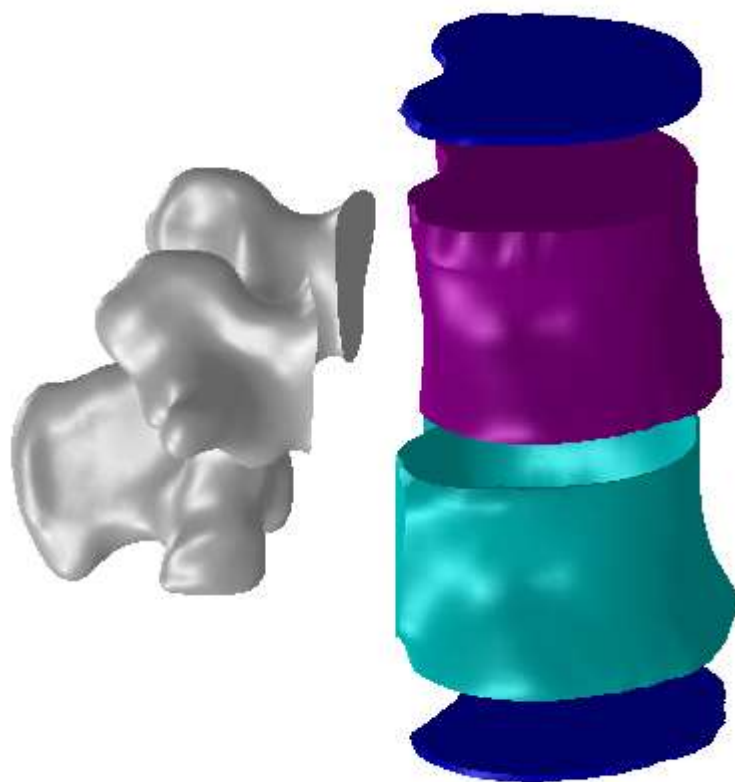


Figura 7.3 - Discretização do modelo 3D da vértebra L1 nas quatro partes com propriedades mecânicas distintas: parede cortical externa a azul claro, bloco de osso esponjoso a roxo, placas terminais ósseas (superior e inferior) a azul-escuro e elementos posteriores do arco vertebral a cinzento.

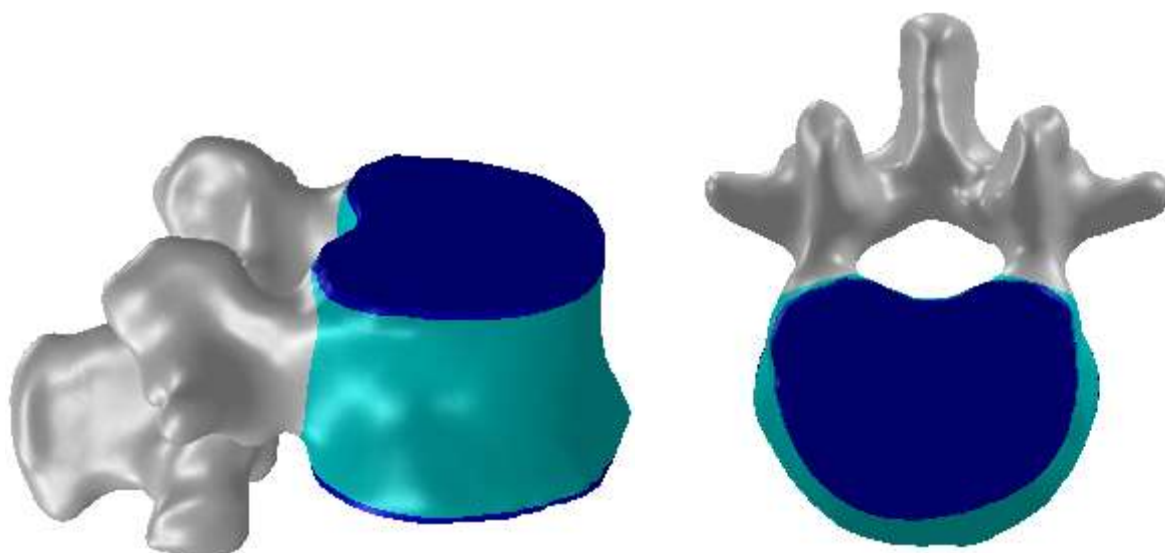


Figura 7.4 - Vistas lateral e frontal do modelo 3D da vértebra L1.

7.2.1.1 Cimentação Óssea

Definiram-se quatro estratégias para simular a cimentação óssea que permitissem comparar os efeitos de uma abordagem unipedicular ou bipedicular e do volume de cimento ósseo injetado. Simulou-se a abordagem unipedicular através de um esferóide oblato e a bipedicular com um conjunto de dois esferóides prolatos. Para cada uma das abordagens testaram-se volumes de cimento ósseo correspondentes a 10 e 20% do volume do corpo vertebral. O centro de cada esferóide oblato coincide com o centro do corpo vertebral. Os esferóides prolatos foram dispostos, simetricamente, no centro de cada metade do corpo vertebral a aproximadamente 30° da linha sagital (Tsouknidas et al. 2013) que atravessa o corpo vertebral.

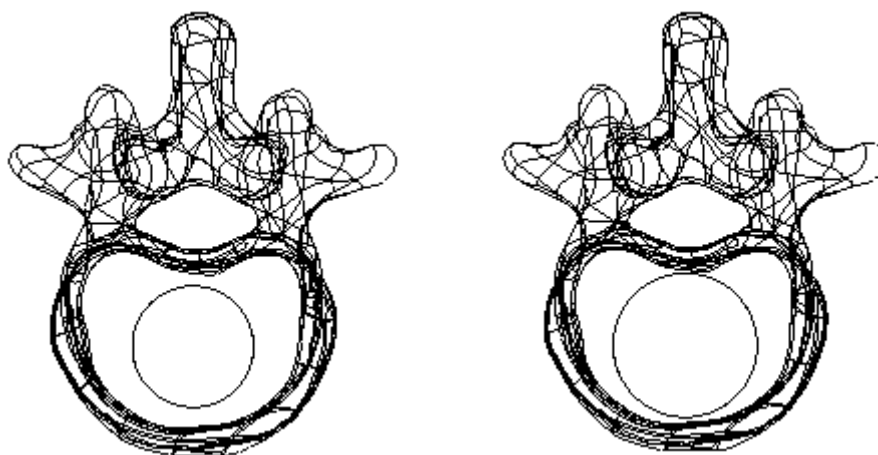


Figura 7.5 - Cimentação óssea unipedicular: esferóide oblato com 10% do volume do corpo vertebral à esquerda e com 20% à direita.

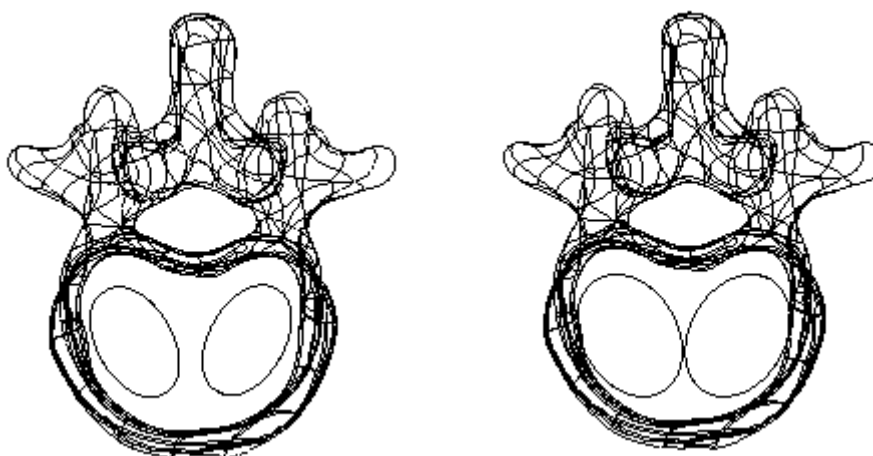


Figura 7.6 - Modelação da cimentação óssea bipedicular: dois esferóides prolatos com 10% do volume do corpo vertebral à esquerda e com 20% à direita.

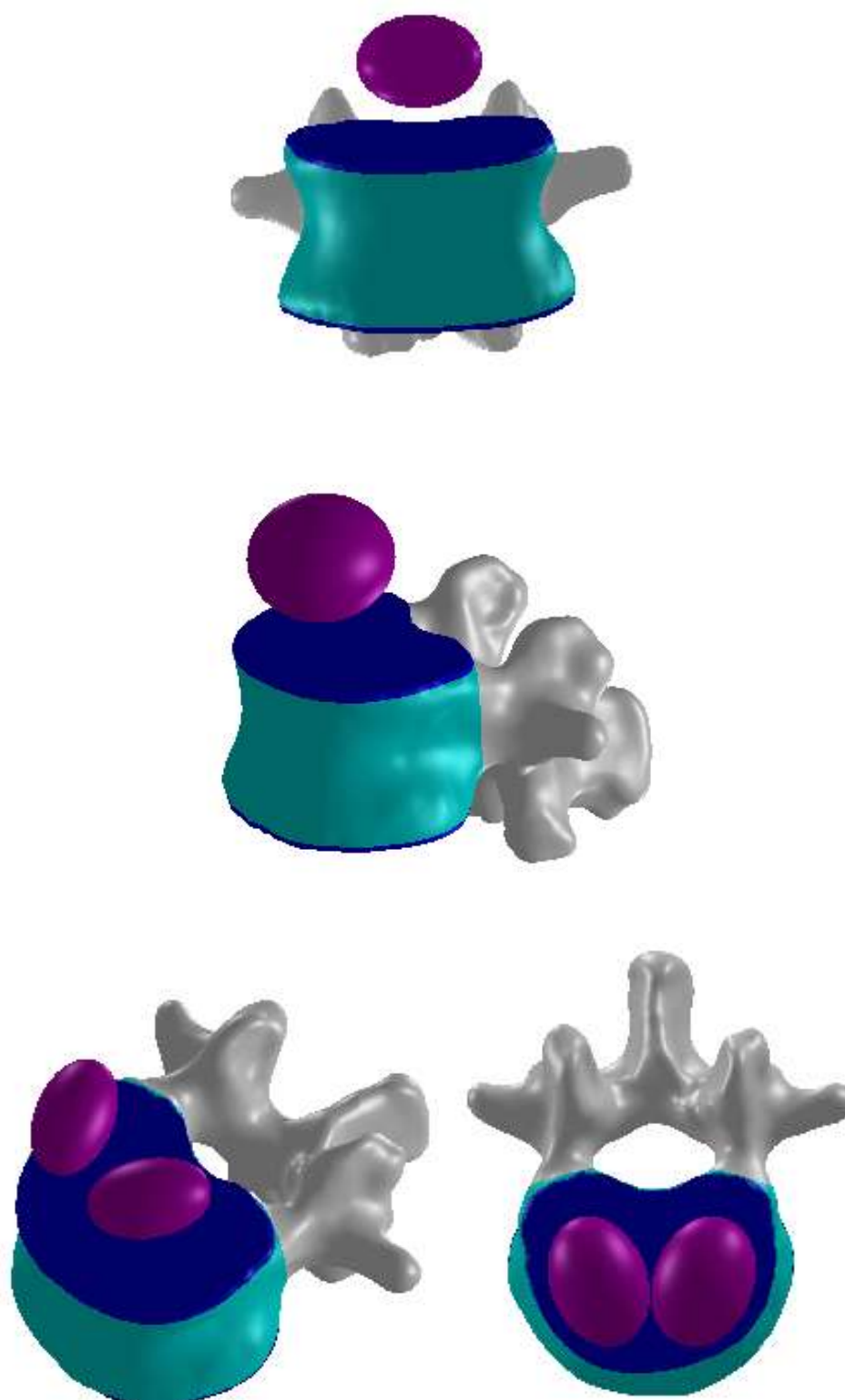


Figura 7.7 - Vistas explodidas das estratégias usadas para simular a cimentação óssea.

7.2.2 Definição da Malha

No ANSYS gerou-se uma malha de elementos finitos para cada um dos modelos a partir da função automática disponível no programa. A convergência do modelo foi testada através do deslocamento no ponto máximo, assumindo como critério de convergência uma alteração inferior a 2%. A tabela seguinte apresenta os resultados dos testes de convergência para o modelo saudável indicando a densidade da malha adequada em termos de precisão de resultados e tempo de processamento computacional.

Deslocamento total máximo (μm)	Alteração (%)	Nós	Elementos
124,87	-	31083	16645
125,03	0,13	51837	29056

Tabela 7.1 - Convergência de malha do modelo saudável.

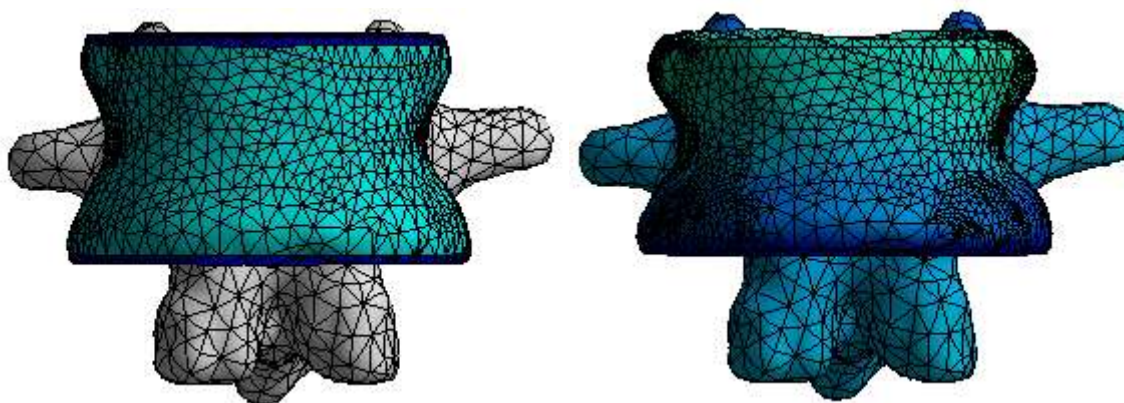


Figura 7.8 - Malha de elementos finitos do modelo saudável gerada através da função automática do Ansys e malha refinada resultante do teste de convergência ao deslocamento total máximo.

Malha	Modelo									
	Saud.	Osteo.	PMMA				Microsféricas			
			10% Uni.	20% Uni	10% Bip.	20% Bip.	10% Uni.	20% Uni	10% Bip.	20% Bip.
Nós	51837	56488	56614	61472	56513	57055	58429	63430	57838	65913
Elementos	29056	31814	32046	34914	31841	31891	33146	36080	32798	37299

Tabela 7.2 - Nós e elementos das malhas de elementos finitos de cada modelo resultantes dos testes de convergência de malha efetuados.

7.2.3 Atribuição das Propriedades Mecânicas

A tabela seguinte resume as propriedades mecânicas atribuídas às várias partes da vértebra na condição saudável e osteoporótica. Considerou-se um comportamento linear elástico isotrópico para todos os componentes. A osteoporose foi simulada reduzindo o módulo de elasticidade do osso cortical em 33% e do osso trabecular em 66% (Zhang et al. 2010).

Parte da vértebra	Módulo de elasticidade, E (MPa)		Referência	Coeficiente de Poisson (ν)	Referência
	Saudável	Osteoporótico			
Parede cortical externa	5000	3350	(Villarraga Ph D et al. 2004)	0,3	(Zhang et al. 2010)
Corpo trabecular interno	100	34	(Zhang et al. 2010)	0,2	(Zhang et al. 2010)
Placas terminais ósseas	1000	670	(Villarraga Ph D et al. 2004; Zhang et al. 2010)	0,3	(Villarraga Ph D et al. 2004)
Elementos posteriores	3500	2345	(Qiu et al. 2006; Pitzen et al. 2002)	0,25	(Teoh & Chui 2008; Rohlmann et al. 2010)

Tabela 7.3 – Propriedades mecânicas atribuídas aos componentes da vértebra.

7.2.3.1 Caracterização das Propriedades Mecânicas das Microsfersas de HAp+AS-Sr

A simulação numérica do efeito do gel de microsferas de hidroxiapatite e alginato de sódio, funcionalizado com estrôncio (ver figura 7.9), nas propriedades mecânicas da vértebra, implicou caracterizar experimentalmente as propriedades mecânicas do material.

Para o efeito, produziram-se cinco provetes cilíndricos utilizando o molde descrito na norma ISO 5833 para determinação da resistência mecânica de um cimento polimerizado. A referida norma foi adotada para realizar este tipo de ensaio mantendo sempre a expectativa de obter uma norma mais adequada a materiais híbridos deste tipo. Cada um dos provetes de microsferas possuía 6 mm de diâmetro e 12 mm de altura. Os provetes permaneceram nos moldes durante duas horas a solidificar. Exerceu-se carga sobre o molde com o auxílio de um peso para facilitar a compactação do material.

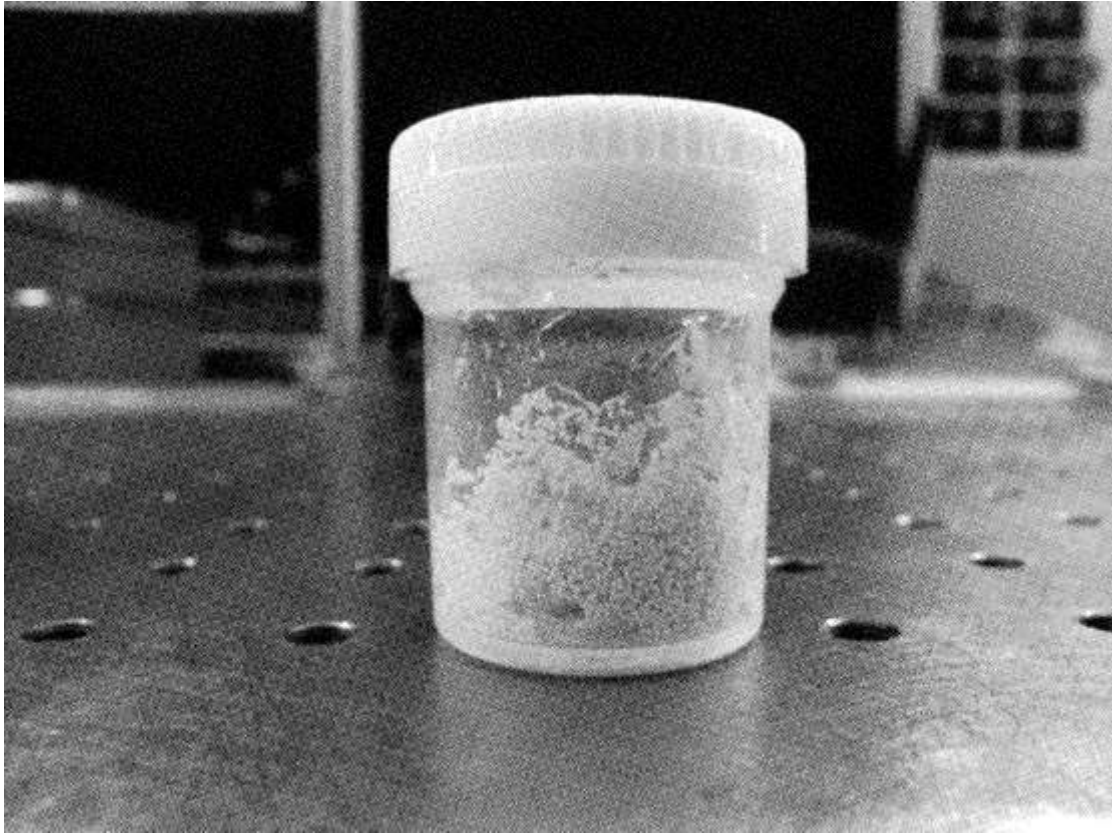


Figura 7.9 - Microsfemas de HAp+AS-Sr

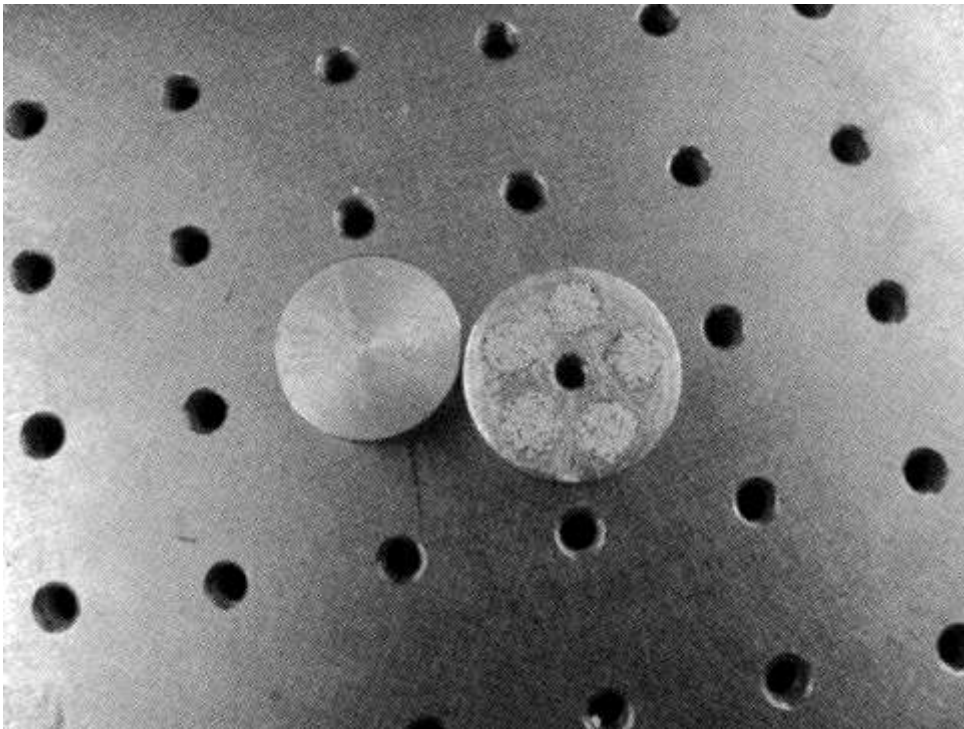


Figura 7.10 - Preparação dos provetes cilíndricos de microsferas de HAp+AS-Sr.

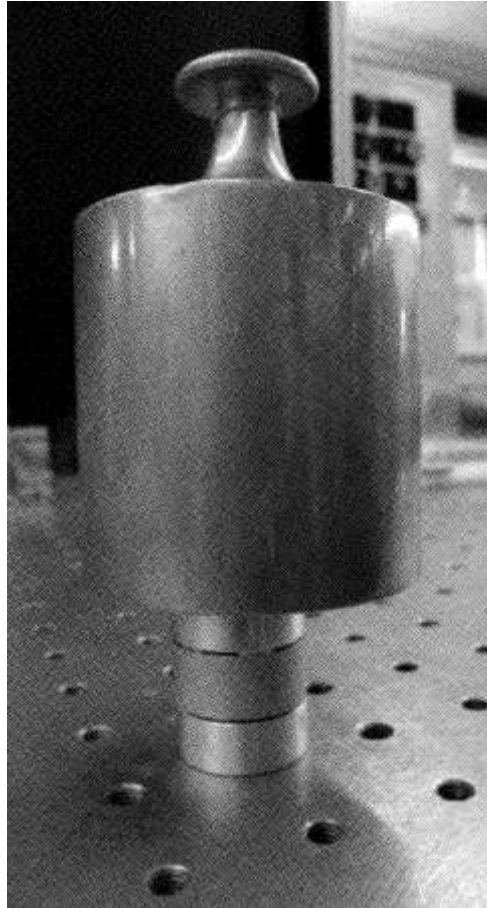


Figura 7.11 - Peso utilizado para aplicar carga no molde.

Dos cinco provetes obtidos apenas quatro foram submetidos ao ensaio de compressão à velocidade constante de 19,8 mm/min até a ruptura do material, conforme descrito na norma **ISSO 5833**, na máquina Instron Eletro Plus™ E1000. O quinto provete sofreu danos significativos no momento em que foi retirado do molde pelo que não foi utilizado no ensaio.

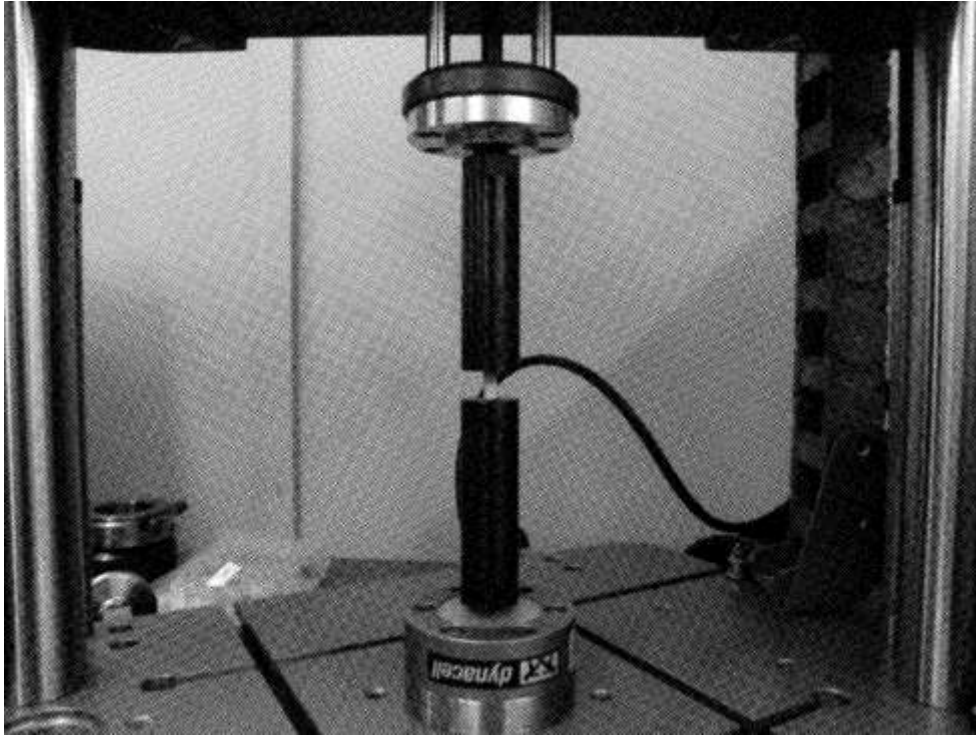


Figura 7.12 - Montagem experimental do ensaio de compressão realizado sobre as microsferas.

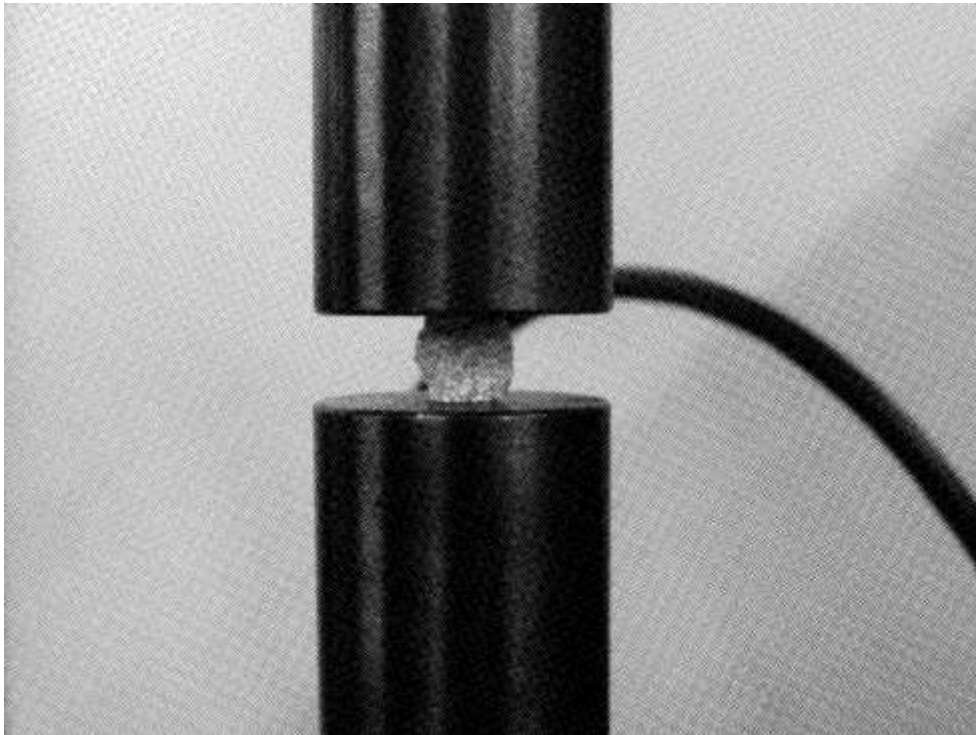


Figura 7.13 - Deformação do provete nos primeiros instantes do ensaio de compressão.

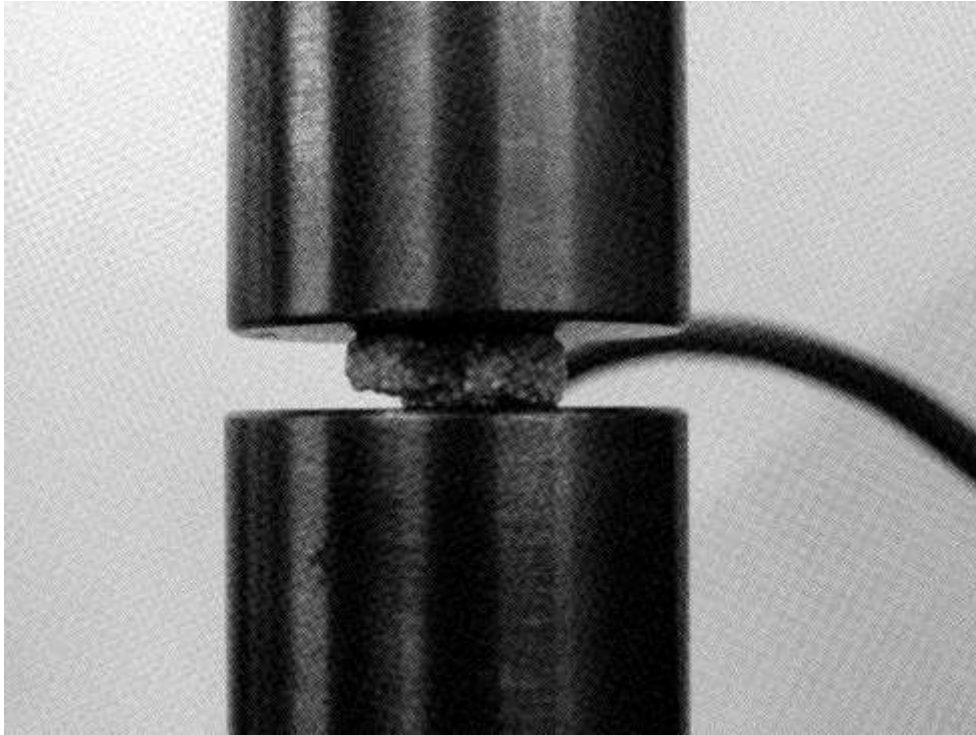


Figura 7.14 - Deformação do provete na fase intermédia do ensaio de compressão.

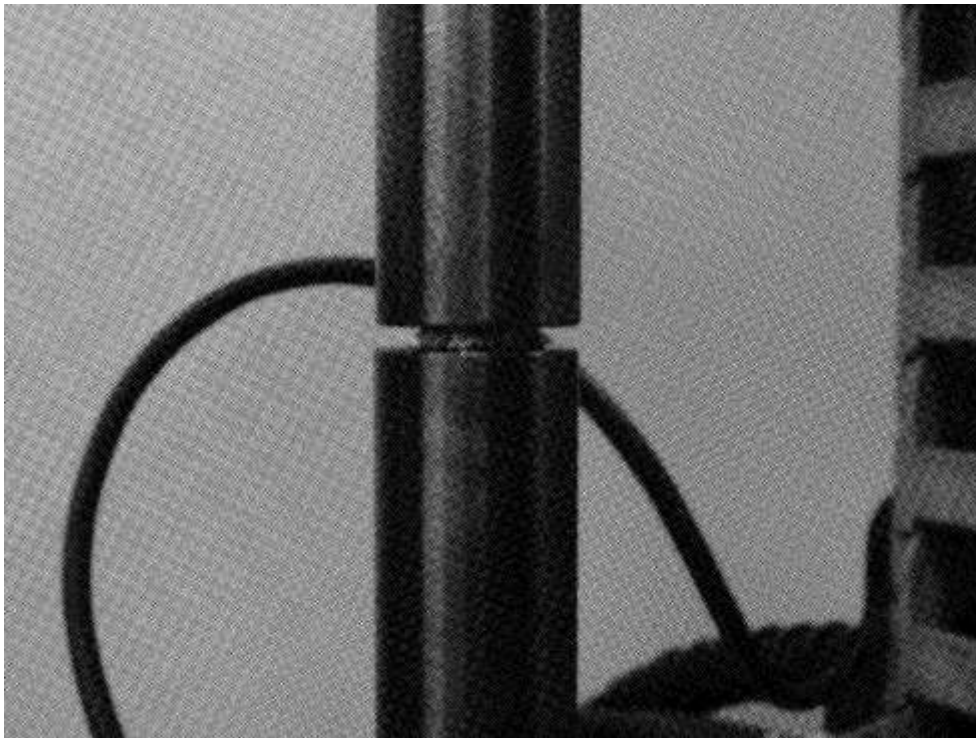


Figura 7.15 - Deformação do provete após o término do ensaio.

As figuras seguintes ilustram as curvas força-deslocamento e tensão-deformação diretamente obtidas do ensaio e o pós-processamento dos gráficos efetuado para um dos provetes. À região da curva força-deslocamento ajustou-se uma linha de tendência por forma a determinar o módulo de rigidez

de cada provete. O mesmo procedimento foi seguido para obter o módulo de elasticidade a partir da curva tensão-deformação. Na curva tensão-deformação, a deformação (ϵ) vem expressa em % pelo que é necessário fazer uma correção de 100 % ao declive da reta y que representa o módulo de elasticidade. A resistência à compressão foi determinada no ponto máximo da curva tensão-deformação que antecede a rutura do material. Finalmente, o cálculo da média e do desvio padrão do módulo de rigidez e do módulo de elasticidade dos quatro provetes permite caracterizar o material em estudo. Na impossibilidade de determinar o coeficiente de Poisson do fosfato de cálcio por correlação digital de imagem nesta fase de ensaios, esta propriedade foi atribuída com base em valores descritos na literatura para o osso trabecular.

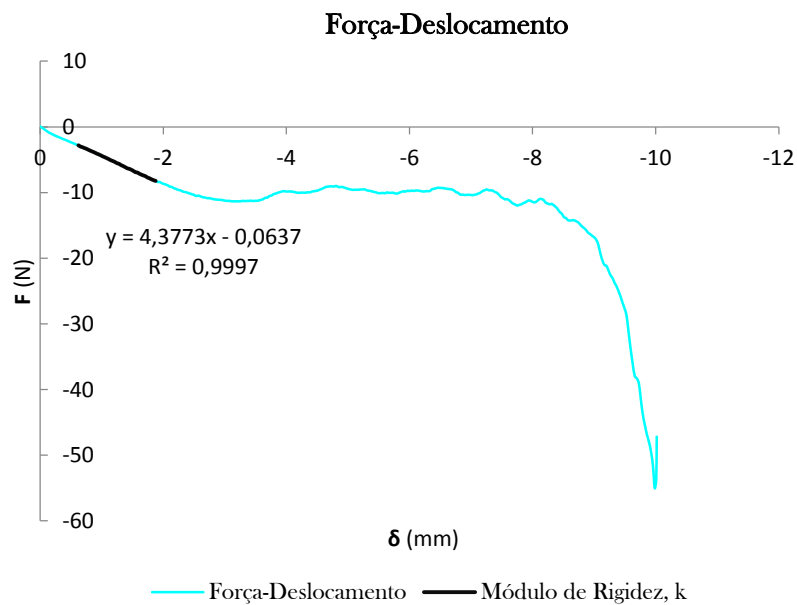


Figura 7.16 - Curva força-deslocamento para o primeiro provete de microsferas de HAp+AS-Sr.

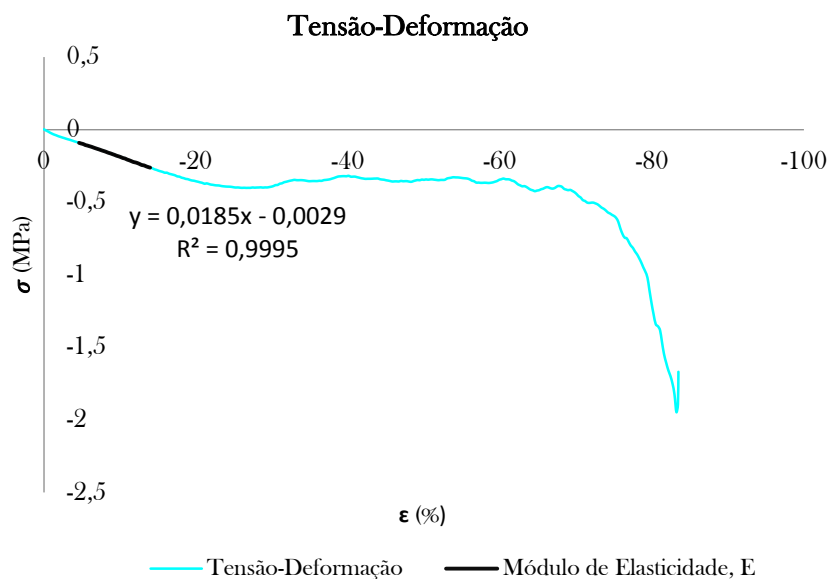


Figura 7.17 - Curva tensão-deformação para o primeiro provete de microsferas de HAp+AS-Sr.

Provete	Rigidez, k (N/mm)	Módulo de elasticidade, E (MPa)	Resistência à compressão (MPa)
1	4,38	1,85	0,393
2	4,30	1,83	0,399
3	4,74	2,05	0,399
4	3,69	1,56	0,396
Média ± Desvio Padrão	4,28 ± 0,378	1,91 ± 0,174	0,397 ± 0,002

Tabela 7.4 - Propriedades mecânicas dos provetes de microsferas de HAp+AS-Sr.

Materiais de reforço	Módulo de elasticidade, E (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
PMMA	3500	0,3	(Li & Lewis 2010)
Microsferas HAp+AS-Sr	2	0,2	(Zhang et al. 2010)

Tabela 7.5 - Propriedades mecânicas atribuídas aos cimentos ósseos simulados.

7.2.4 Condições de Carga e Restrições

Definida a malha de elementos finitos e atribuídas as propriedades mecânicas, aplicou-se uma força compressiva de 800 N (Li & Lewis 2010; Villarraga Ph D et al. 2004) uniformemente ao longo de toda a placa terminal óssea e fixou-se a placa terminal óssea inferior na totalidade, restringindo-lhe o movimento em todas as direções.

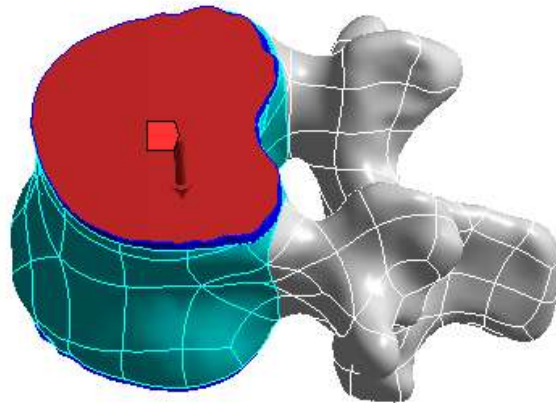


Figura 7.18 - Aplicação da carga compressiva de magnitude 800 N.

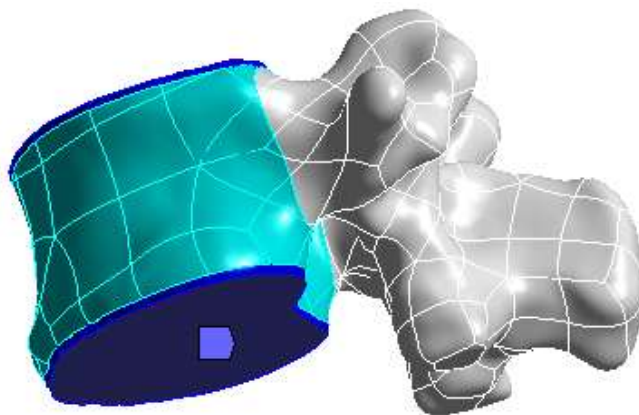


Figura 7.19 - Fixação da placa terminal óssea inferior.

7.2.5 Validação do Modelo de Elementos Finitos

Muitos autores limitam-se a validar os seus modelos numéricos no trabalho desenvolvido previamente por outros autores, através de processos iterativos de comparação de resultados. Tratando-se de um estudo com uma relevância clínica significativa no que diz respeito à manutenção da integridade estrutural da coluna de um indivíduo, torna-se fundamental validar o conceito do modelo numérico experimentalmente.

7.2.5.1 *Sawbones*

O processo de validação do método de simulação numérica na caracterização do comportamento mecânico de uma vértebra teve início com a aquisição de um modelo físico de uma vértebra L1 à empresa *Sawbones*, na perspectiva de medir os deslocamentos sofridos pela vértebra antes e após a simulação de uma cifoplastia pela via experimental.

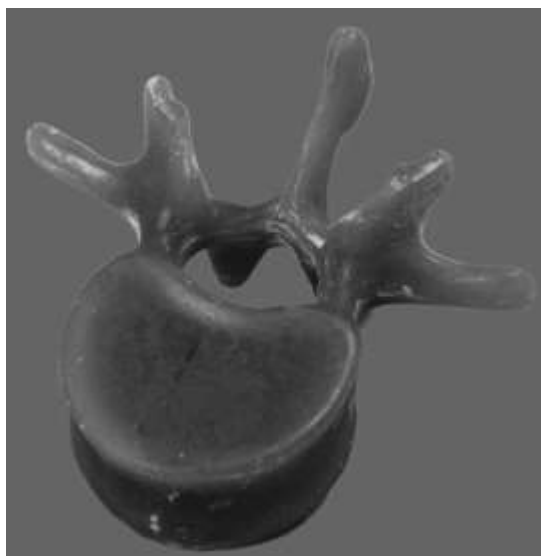


Figura 7.20 - Modelo físico da vértebra adquirida à *Sawbones*.

Com a colaboração do serviço de radiologia do Hospital de São João, a vértebra da *Sawbones*, composta por uma resina epóxi com fibra de vidro de quarta geração foi submetida a uma tomografia computadorizada. Pelos métodos descritos na secção 7.2.1 para obtenção da geometria da vértebra L1 da paciente, obteve-se o modelo virtual 3D da vértebra *Sawbones*.

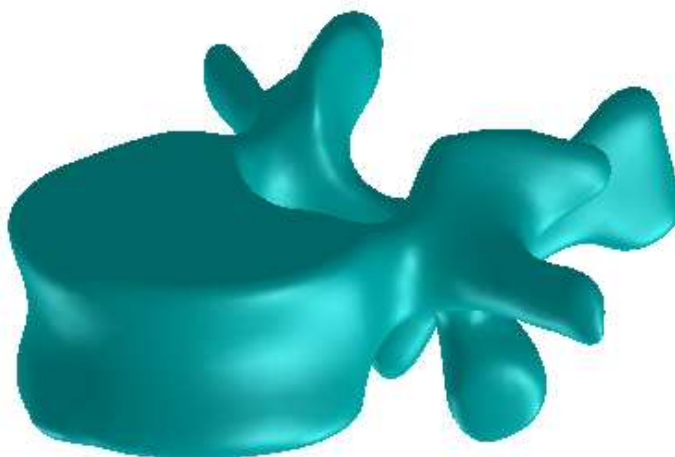


Figura 7.21 - Modelo virtual da vértebra adquirida à *Sawbones*.

Constatadas as dificuldades em fixar o modelo a uma base rígida devido à ligeira concavidade da placa terminal inferior da vértebra e as dificuldades em maquinar o modelo maciço e excessivamente rígido para gerar cavidades no interior do modelo semelhantes às modeladas virtualmente, simulando uma cifoplastia, esta abordagem foi abandonada.

7.2.5.2 Prototipagem rápida

A validação dos modelos de elementos finitos prosseguiu com a produção de dois modelos físicos da vértebra em estudo, por prototipagem rápida, para submetê-los a um ensaio de interferometria eletrônica por padrões *speckle*. Entre esta técnica e a correlação digital de imagem optou-se pela interferometria pela sua maior sensibilidade à grandeza dos deslocamentos sofridos pelos protótipos, determinada pelo método dos elementos finitos. Os protótipos foram materializados por estereolitografia utilizando a resina *RenShape*® SL 7810. Os dois modelos do corpo trabecular da vértebra continham as cavidades unipedicular e bipedicular que permitiam o preenchimento de 10% do volume do corpo vertebral com cimento ósseo, para avaliação dos deslocamentos sofridos antes e após uma cifoplastia.

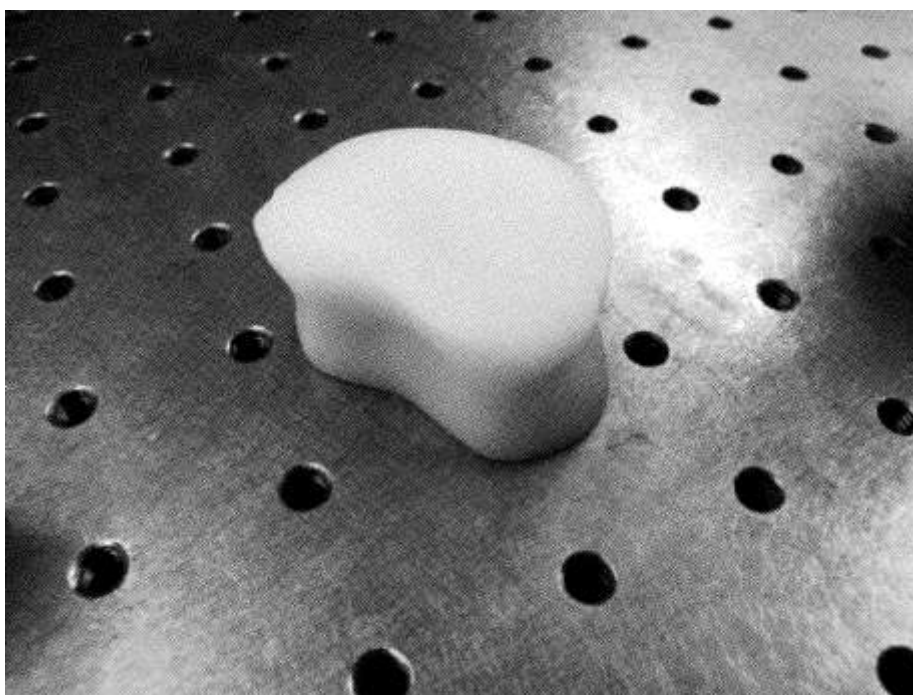


Figura 7.22 - Protótipo da vértebra L1 modelada.

No âmbito da caracterização e simulação numérica das propriedades mecânicas da resina epoxídica *RenShape*® SL 7810 no processo de validação, produziram-se, por estereolitografia, quatro provetes da resina com 24,5 mm de altura e 12,7 mm de diâmetro de acordo com a norma ASTM-D695 que

descreve a configuração de um ensaio de compressão uniaxial para materiais poliméricos. Os provetes foram submetidos a uma ensaio de compressão uniaxial com correlação digital de imagem para determinação do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson da resina.

7.2.5.3 Caracterização das Propriedades Mecânicas da Resina *RenShape*® SL 7810

A montagem experimental do sistema *DIC-3D* efetuada compreendeu duas câmaras Point Grey com uma resolução de 2048 x 2048 *pixel* assentes num tripé, por forma a garantir a horizontalidade das câmaras, a uma distância de base de 194 mm e um ângulo de estereovisão de 26,6°. Estas medidas foram estimadas a partir de relações trigonométricas entre estes dois parâmetros, tendo o conhecimento prévio de que, em geral, o ângulo de estereovisão deverá estar compreendido entre 15 e 35° e atendendo às dimensões e forma da superfície alvo. Na maioria dos ensaios mecânicos em que a deformação constitui a propriedade a medir pretende-se geralmente um ângulo de estereovisão estreito, melhorando a precisão das medições no plano e prejudicando a precisão das medições fora do plano. Superfícies alvo curvas tais como as superfícies dos provetes testados requerem ângulos de estereovisão mais estreitos (Reu 2013).

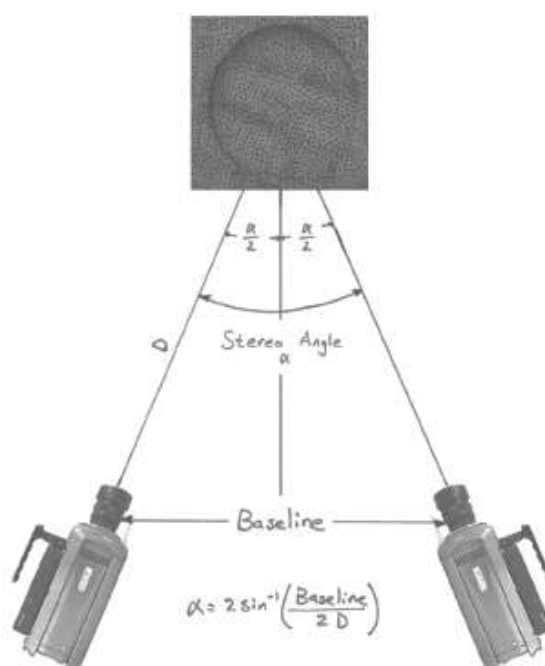


Figura 7.23 – Medida do ângulo de estereovisão e da distância de base entre as câmaras adaptado de (Reu 2014).

Com uma distância focal de 80 mm, as câmaras encontravam-se dirigidas ao alvo colocado na máquina Instron Eletro Plus™ E1000 onde decorreu o ensaio de compressão uniaxial (ver figura

7.25). A iluminação do sistema esteve assegurada por dois focos dispostos de cada lado das câmaras. Seguidamente o provete foi posicionado na máquina de ensaio para se definir a região de interesse e ajustar a focagem da imagem, diminuindo o parâmetro de abertura das lentes para um número $f/16$. Naturalmente, a imagem escureceu ao reduzir a abertura da lente. Esta redução na iluminação foi compensada ajustando o *shutter time* por forma a maximizar a dinâmica do sensor evitando contudo sobre-exposição dos níveis de *pixel*.



Figura 7.24 - Configuração do sistema *DIC-3D*.

O sistema foi calibrado com a aquisição de uma sequência de imagens de uma grelha $12 \times 9 \times 4$ mm apresentada na figura 7.25. A calibração do sistema requer a otimização de um número considerável de parâmetros para aumentar a confiabilidade nos resultados. Parâmetros tais como o ângulo de estereovisão, distância de base entre as câmaras, distância focal e a localização do *pixel* central influenciam a eficácia da calibração (Reu 2014). A tabela 7.7 resume os parâmetros definidos na montagem experimental do sistema *DIC-3D*.

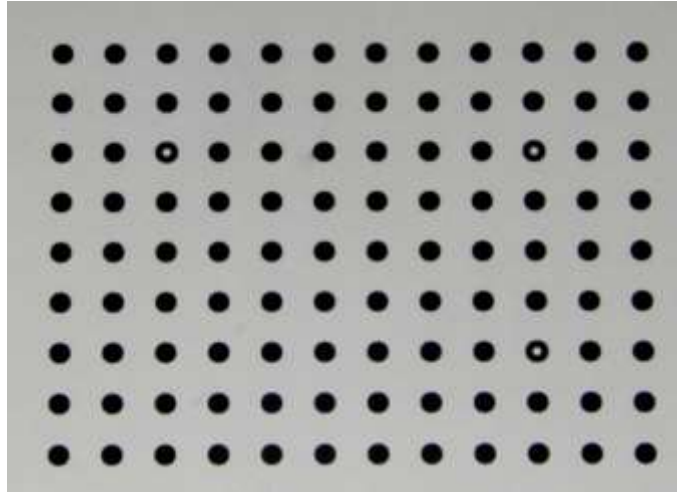


Figura 7.25 - Grelha de calibração do sistema de correlação digital de imagem.

Recorrendo a um aerógrafo, a região de interesse do alvo foi percorrida com uma fina camada de tinta branca posteriormente pulverizada com tinta preta para gerar um padrão *speckle* (ver figura 7.26 e 7.27) desprovido de brilhos e com elevado contraste. As imagens foram adquiridas a partir do *software* Vic-Snap enquanto o material foi submetido a um ensaio de compressão uniaxial a uma velocidade de 10 mm/min de acordo com a norma ASTM-D695. O processamento dos dados foi realizado em Vic-3D. A resolução espacial de 59 pixéis foi definida através de uma ferramenta disponível no programa de processamento dos resultados da correlação digital de imagem que sugere automaticamente um valor para este parâmetro.

Resolução (pixel)	Ângulo de estereovisão (°)	Centro (pixel)				Campo focal (pixel)				Resolução espacial (pixel)
		Cam. 1		Cam. 2		Cam. 1		Cam.2		
		x	y	x	y	x	y	x	y	
2048 x 2048	26,63	1020,55	967,603	18227,2	18225,4	948,594	977,691	18240,4	18430,5	59

Tabela 7.6 - Síntese dos parâmetros definidos no ensaio de correlação digital de imagem.



Figura 7.26 - Aerógrafo.



Figura 7.27 - Padrão *speckle* gerado no provete de resina RenShape® SL 7810.

7.2.5.4 Simulação de uma Cifoplastia

Com a colaboração da empresa Medtronic, Portugal obteve-se uma amostra do substituto ósseo KYPHON® HV-R® (PMMA), aprovado pela FDA para utilização em cifoplastias. A fase líquida e a fase sólida (pó) do produto foram misturadas com o auxílio de uma espátula durante aproximadamente dois minutos, de acordo com as instruções de utilização que acompanham o material. De seguida, a mistura foi transferida para uma seringa acoplada a uma cânula de vertebroplastia para injeção do material na vértebra, atendendo ao tempo máximo de manuseamento do material e preenchimento da cavidade no corpo vertebral de 24 minutos. Os protótipos possuem dois canais gerados no SolidWorks© de cada lado do corpo vertebral para a introdução das cânulas de cifoplastia e deposição do reforço ósseo nas cavidades. Sem exceder o tempo de manuseamento do material e preenchimento das cavidades, o material gerou um reforço de 3 ml, no total, em cada um dos protótipos e permaneceu a solidificar durante 20 minutos.

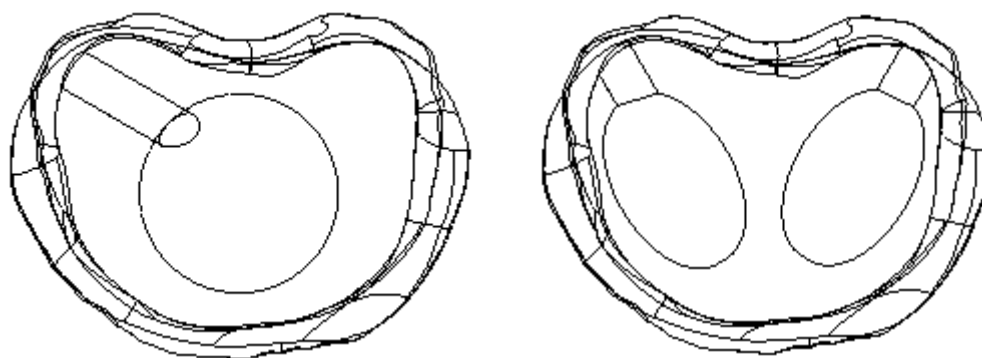


Figura 7.28 - Canais desenhados nos modelos a prototipar.

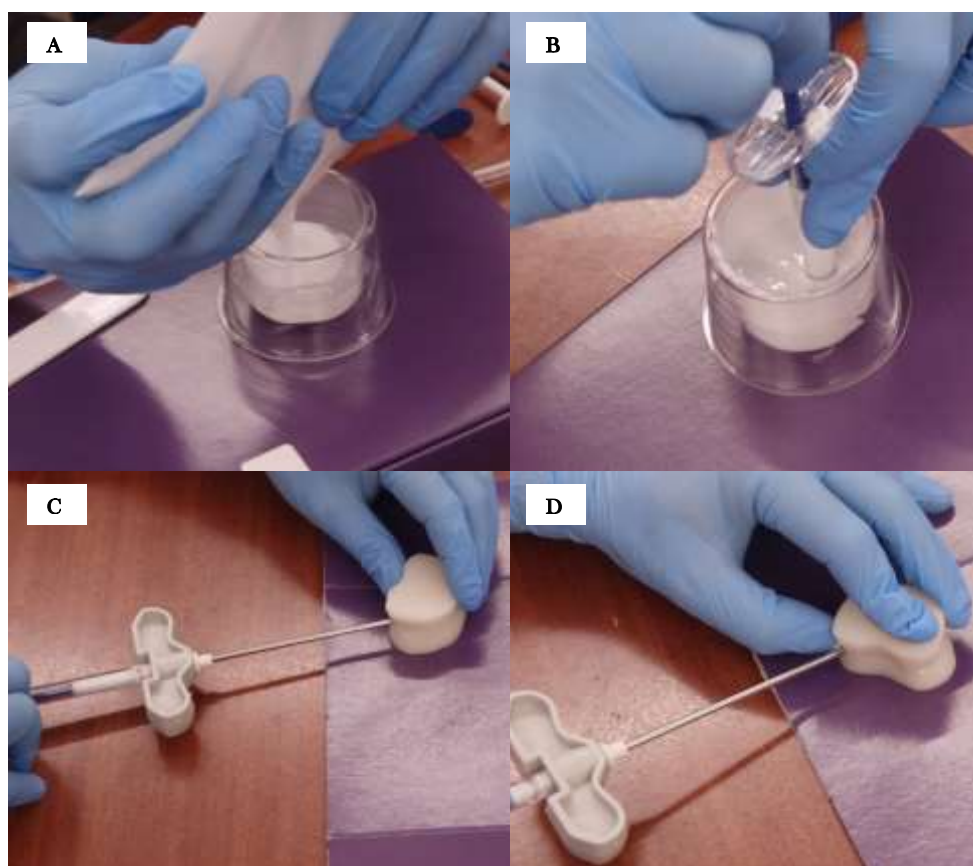


Figura 7.29 - Simulação de uma cifoplastia: mistura das fases sólida e líquida do material (A); transferência do material para uma seringa e injeção do reforço na vértebra através de uma cânula de vertebroplastia (C e D).

7.2.5.5 Interferometria Eletrônica por Padrões *Speckle*

A montagem experimental do sistema de *ESPI* efetuada compreendeu os seguintes componentes: uma fonte de luz *laser*; um divisor de feixe com uma relação reflexão/transmissão de 10/90, um sistema de modulação de fase, uma câmara com uma cabeça ótica e uma série de rotinas criadas em Matlab que permitem controlar o sistema e registrar e processar os interferogramas. A modulação da

fase ocorre pela translação de um espelho sob atuação de um sensor piezoelétrico (PZT). A cabeça ótica é o sistema formador de imagem (SFI) composto por uma lente cuja abertura numérica define a escala de granulosidade do *speckle*. Efetuou-se uma montagem do tipo iluminação simples (“fora do plano”) que permite determinar os deslocamentos normais à superfície iluminada cujo esquema é apresentado na figura 7.31.

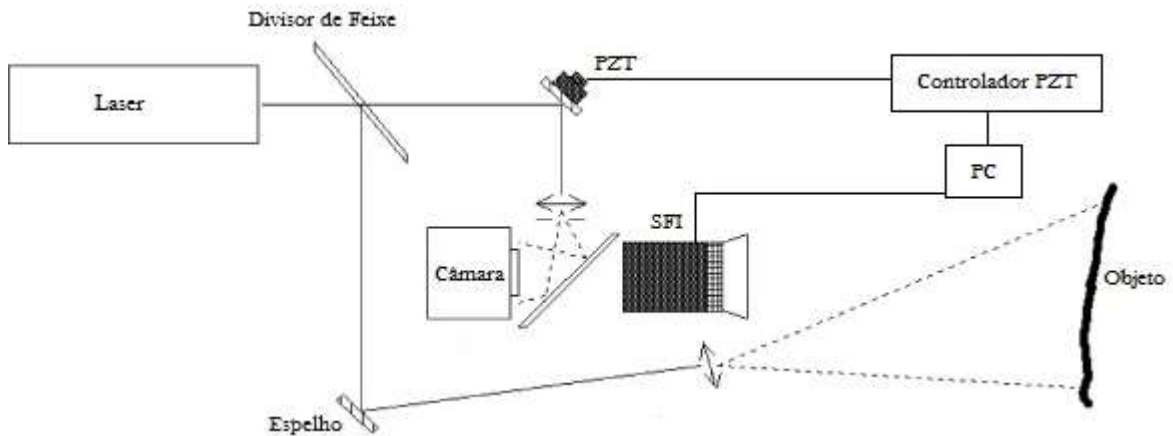


Figura 7.30 - Esquemática do sistema de *ESPI* do LOME adaptado de (Vaz et al. 2001).

Nesta montagem experimental é a posição geométrica dos componentes do sistema de ESPI que rege as interações entre eles.

A vértebra sem reforço unipedicular foi polvilhada com um pó branco para garantir que a luz não despolarizasse e para distribuí-la de forma mais uniforme. A base da vértebra foi colada com cianoacrilato numa base metálica para evitar movimentos de corpo rígido e estimulada pontualmente através de uma célula de carga. Com o auxílio de uma balança digital definiram-se patamares de carga de aproximadamente 1 em 1 N para os quais se registaram os interferogramas.

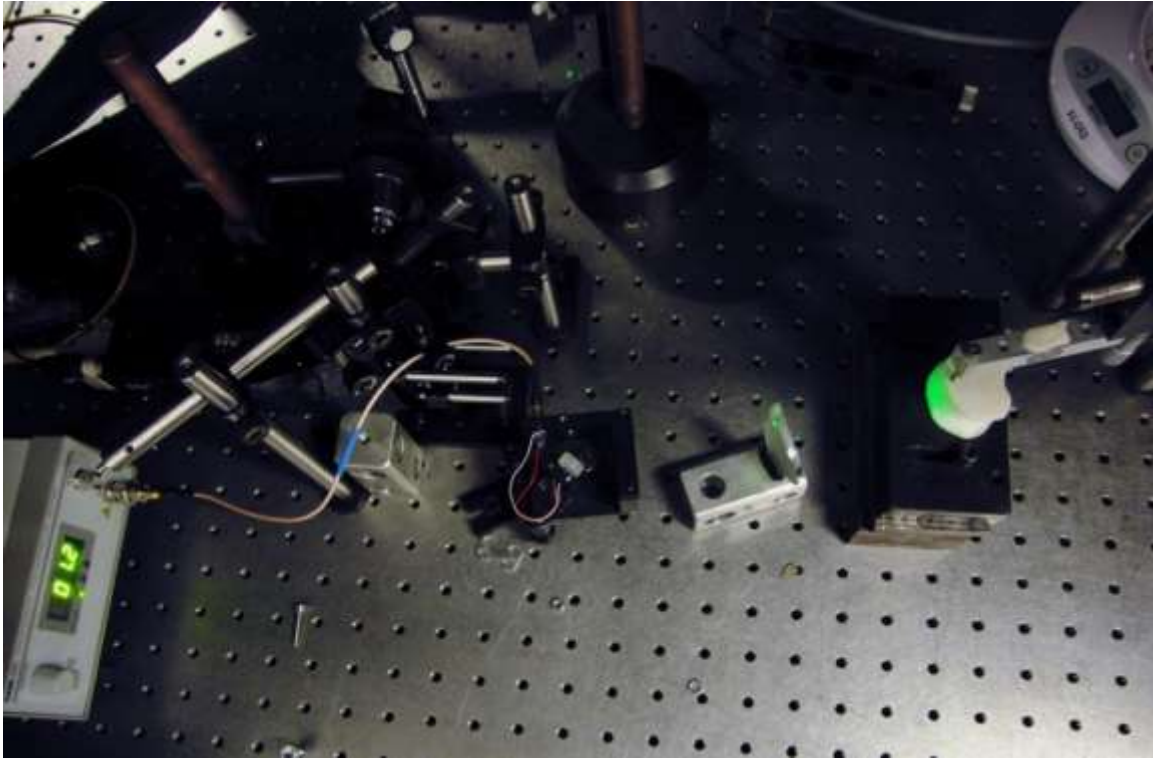


Figura 7.31 - Montagem experimental do sistema de *ESPI*.

Constatado o facto de que a determinação dos deslocamentos nos protótipos por *ESPI* estaria limitada à aplicação de uma carga pontual, que levaria a que só fossem detetadas diferenças nos deslocamentos devido à presença ou ausência de reforço, se a carga fosse aplicada numa posição que abrangesse as cavidades, os ensaios de interferometria foram interrompidos. Apenas foi estudada a vértebra sem reforço unipedicular. Dada a influência da reprodutibilidade das condições experimentais na obtenção de resultados comparáveis, consoante o reforço fosse unipedicular ou bipedicular a posição da carga pontual não permitiria detetar diferenças entre os tipos de cimentação dada a disposição dos mesmos na vértebra. A capacidade de validar qualitativamente e quantitativamente o comportamento mecânico de uma estrutura está fortemente dependente não só das suas condições de fronteira como das suas propriedades materiais. Nos casos em que os modelos estão reforçados a caracterização do produto comercial de PMMA utilizado na cifoplastia simulada torna-se essencial para reproduzir as propriedades materiais no modelo de elementos finitos. Por estes motivos, não foi possível avaliar o efeito da cifoplastia simulada nos protótipos. Seria necessário desenvolver um sistema de amarras capaz de fixar firmemente a vértebra a uma base rígida numa posição similar para os todos os protótipos, distribuir a carga de forma uniforme no topo da vértebra e a obter uma nova amostra do material de reforço, para determinação das suas propriedades mecânicas.

Capítulo 8 – Resultados e Análise

8.1 Introdução

Neste capítulo apresentam-se os resultados obtidos relativamente à geometria da vértebra obtida e às alterações na distribuição de tensões decorrentes da osteoporose e de cada abordagem cirúrgica simulada. Recolheram-se a tensão e deformação máximas de von Mises e o deslocamento total sofrido por cada um dos componentes da vértebra no seu estado saudável, osteoporótico e reforçado profilaticamente com PMMA ou com o fosfato de cálcio, nos volumes e modalidades testadas. A última secção do presente capítulo confronta os resultados obtidos na simulação numérica com os resultados experimentais obtidos pela técnica de interferometria *laser*.

8.2 Morfometria da Vértebra

O corpo da vértebra L1 modelada possui aproximadamente 26,65 mm de altura, 38,22 mm de largura na placa superior, 45,86 mm na placa inferior e 34,36 mm no centro do corpo vertebral. A profundidade sagital na placa superior é de 29,55 mm, 30,81 mm na placa inferior e 26,10 mm no centro do corpo da vértebra. O volume total da vértebra é de 45,88 cm³ dos quais 29,81 cm³ correspondem exclusivamente ao corpo da vértebra. As medidas antropométricas da vértebra modelada corroboram com os trabalhos de Zheng et al. 2012; Karabekir et al. 2011 que se dedicam ao estudo da morfometria típica de vértebras lombares de uma mulher saudável (Zheng et al. 2012; Karabekir et al. 2011).

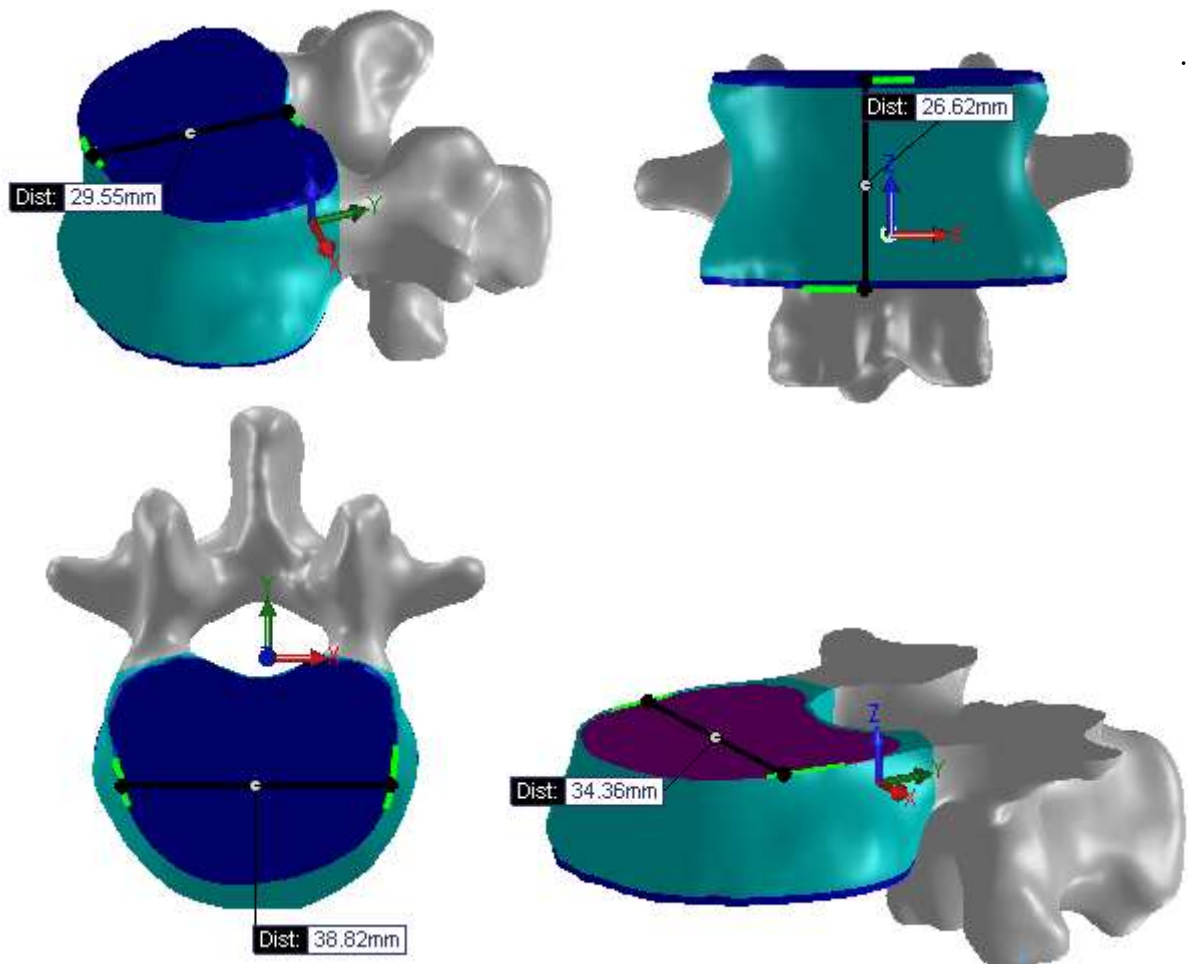


Figura 8.1 - Medida da altura, largura e profundidade sagital da vértebra L1 através do SolidWorks.

8.3 Efeito da Osteoporose

A distribuição de tensões na vértebra sugere maior suscetibilidade à fratura na porção anterolateral da parede cortical. Se excluía a elevada tensão máxima de von Mises calculada para a placa terminal óssea inferior, que resulta da fixação da mesma, quando impostas as condições de fronteira, as tensões mais elevadas concentram-se na parede cortical e placa terminal óssea superior. Da condição saudável para a osteoporótica verifica-se um aumento da tensão máxima de von Mises, como seria de esperar dado que na presença de osteoporose os componentes da vértebra encontram-se mais fragilizados. As figuras 8.2 e 8.3 ilustram a distribuição da tensão equivalente na vértebra na condição saudável e osteoporótica, quando sujeita a uma carga de compressão de 800 N, respetivamente.

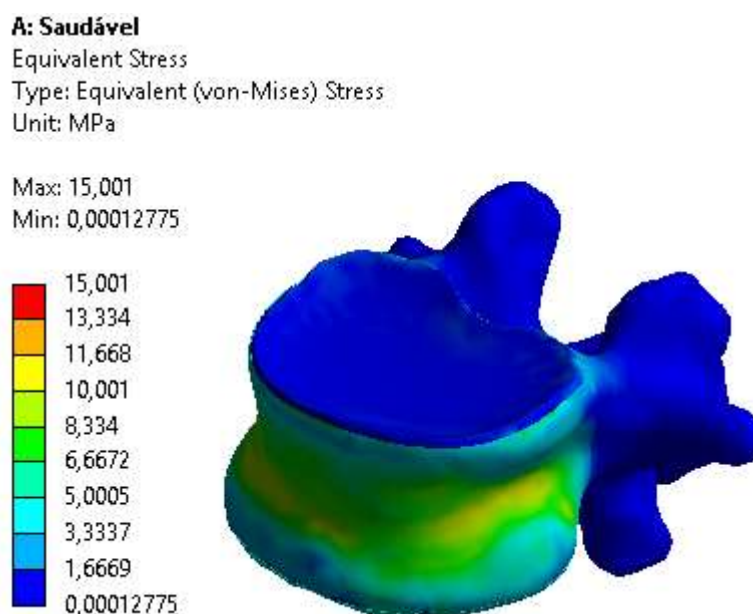


Figura 8.2 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra saudável.

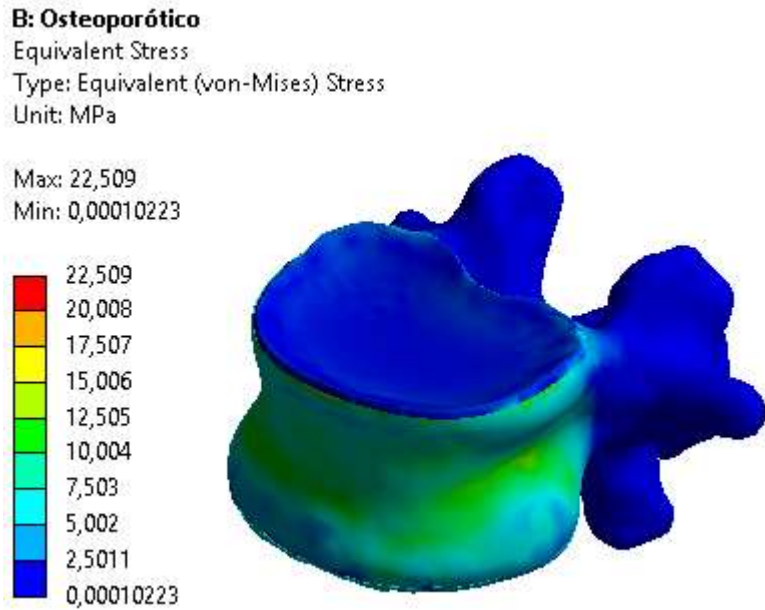


Figura 8.3 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra osteoporótica.

Os valores de tensão máxima de von Mises determinados na simulação numérica não se enquadram na região prevista como a de maior risco de fratura e registam-se apenas num determinado ponto ao longo da presente geometria. Na parede cortical estes valores ocorrem em zonas de contacto entre a parede cortical e a placa terminal óssea superior, estando relacionados com a complexidade geométrica da vértebra e modelação e discretização efetuadas. A figura seguinte localiza a tensão máxima de von Mises no modelo osteoporótico.

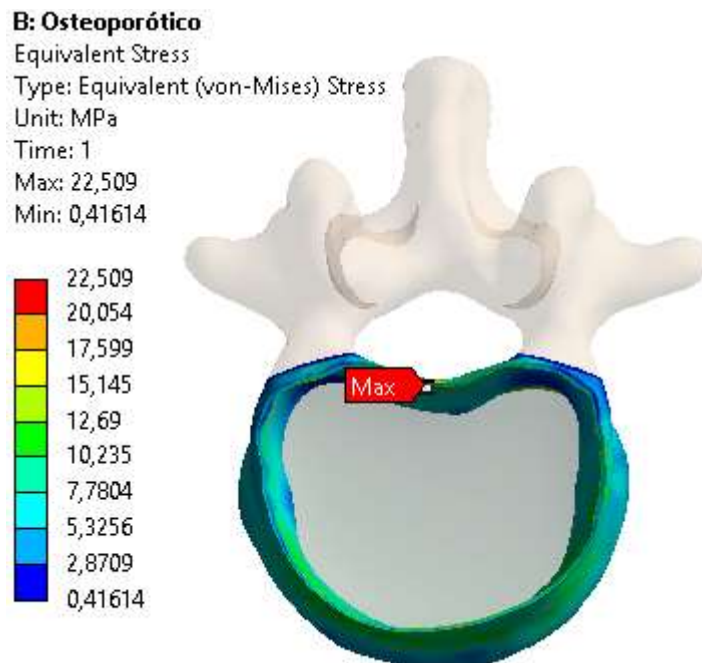


Figura 8.4 - Localização da tensão máxima de von Mises na vértebra osteoporótica.

Por este motivo, efetuou-se uma prova de tensão equivalente ao longo das faces da vértebra que sugerem maior suscetibilidade à fratura, para determinar os valores máximos de tensão equivalente nesta região, na condição saudável e osteoporótica, como ilustra a figura 8.5, e comprovar que ocorre efetivamente um aumento da mesma na presença da patologia.

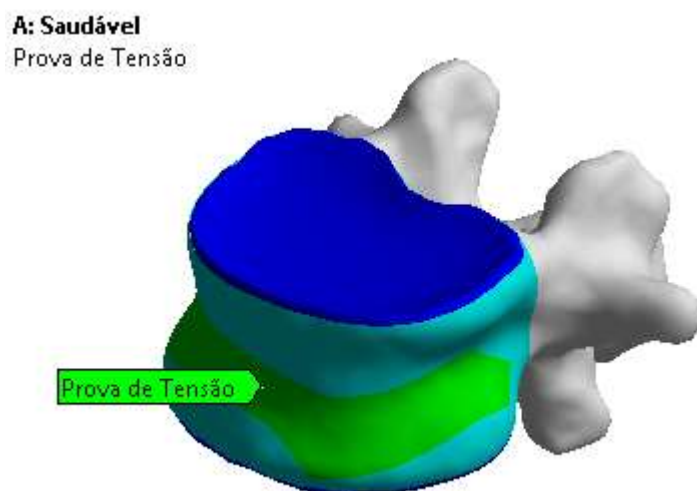


Figura 8.5 - Faces da parede cortical abrangidas pela prova de tensão efetuada na região em risco de fratura.

Nesta área da parede cortical registou-se uma tensão máxima de von Mises de 10,842 MPa que aumenta para 13,547 MPa na presença da patologia, como previsto ao reduzir o módulo de elasticidade dos componentes da vértebra.

Na placa terminal superior, os valores máximos de tensão equivalente ocorrem também numa zona de contacto com a parede cortical e os elementos posteriores. Analisando as figuras 8.6 e 8.7 e percorrendo a placa com provas de tensão verifica-se a prevalência de tensões mais elevadas na porção mais anterior da placa, cujos valores alcançam os 2,49 MPa na vértebra intacta e os 3,14 MPa na vértebra osteoporótica.

A: Saudável

Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa

Max: 5,5582
Min: 0,043288

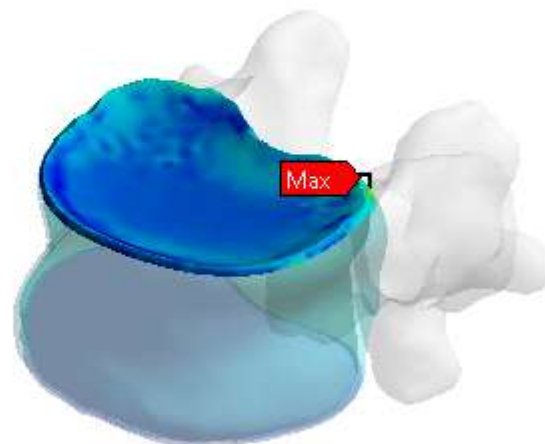
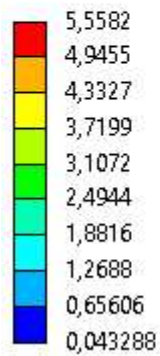


Figura 8.6 - Distribuição da tensão equivalente na placa terminal óssea superior saudável.

B: Osteoporótico

Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa

Max: 9,233
Min: 0,09414

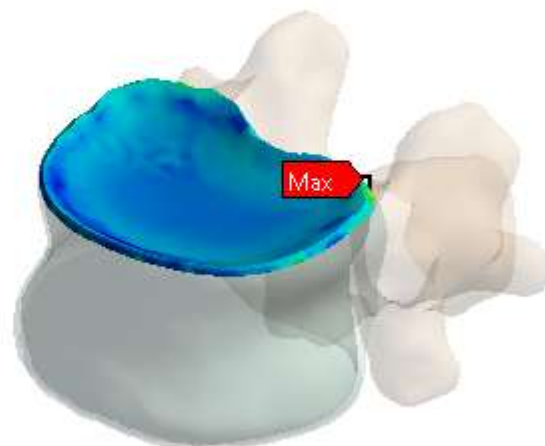
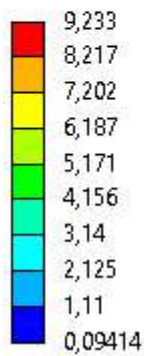


Figura 8.7 - Distribuição da tensão equivalente na placa terminal óssea superior osteoporótica.

A placa terminal inferior (superfície fixa) e os elementos posteriores são as componentes menos afetadas pela patologia. As figuras seguintes representam a distribuição de tensões nessas componentes na ausência e na presença de osteoporose.

A: Saudável

Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa

Max: 8,4097
Min: 0,064995

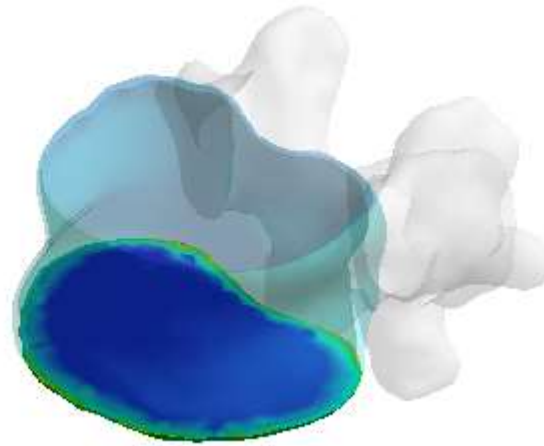
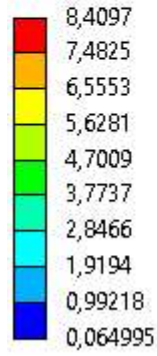


Figura 8.8 - Tensões de von Mises na placa terminal óssea inferior saudável.

B: Osteoporótico

Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa

Max: 9,8012
Min: 0,053331

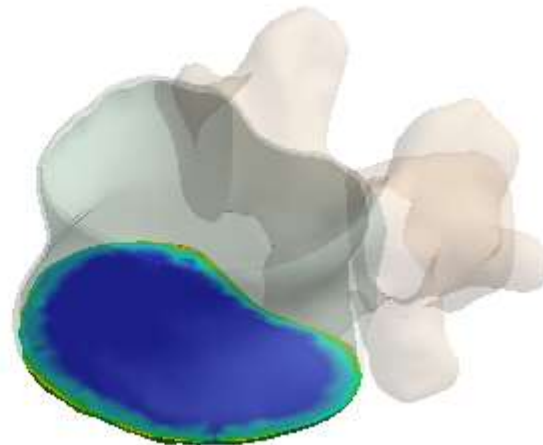
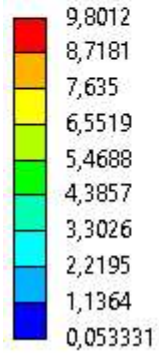


Figura 8.9 - Tensões de von Mises na placa terminal óssea inferior osteoporótica.

A: Saudável

Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Max: 3,9419

Min: 0,00012775

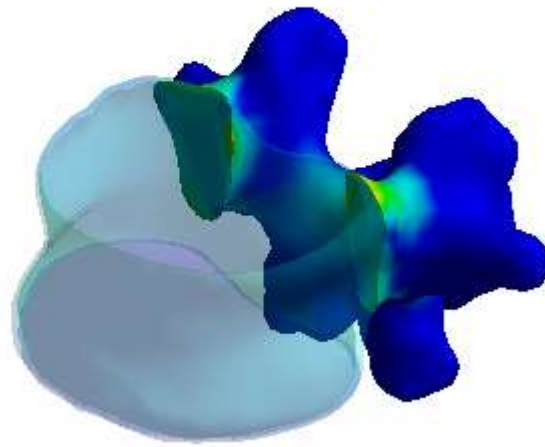
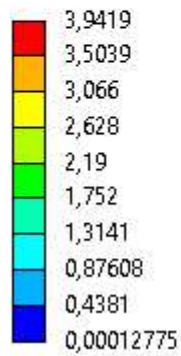


Figura 8.10 - Distribuição da tensão equivalente nos elementos posteriores da vértebra saudável.

B: Osteoporótico

Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Max: 6,9151

Min: 0,00010223

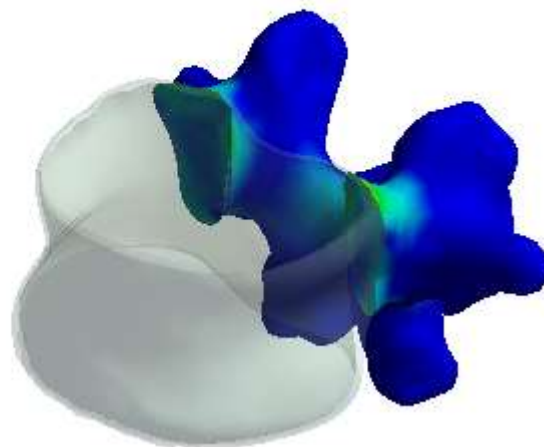
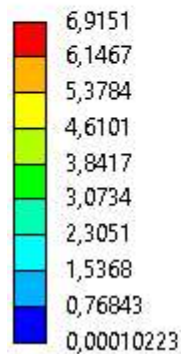


Figura 8.11 - Distribuição da tensão equivalente nos elementos posteriores da vértebra osteoporótica.

O deslocamento total máximo da vértebra é de aproximadamente 0,125 mm na vértebra saudável e ocorre na placa terminal óssea superior (local onde se aplica a carga) e no osso trabecular adjacente à placa. No osso osteoporótico, o deslocamento total máximo aumenta no mesmo local para sensivelmente 0,336 mm. A placa terminal óssea superior assume um forma ligeiramente côncava, quando aplicada a carga, devido à menor rigidez do osso trabecular adjacente. A concavidade da placa acentua-se na osteoporose. As figuras 8.12 e 8.13 mostram o deslocamento sofrido pela vértebra intacta (saudável) e osteoporótica, respetivamente.

A: Saudável

Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm

Max: 0,125
Min: 0

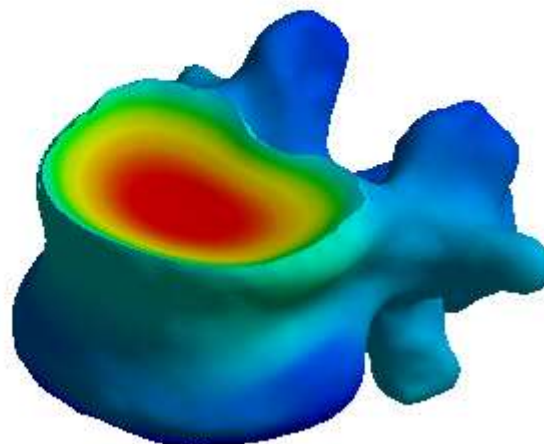
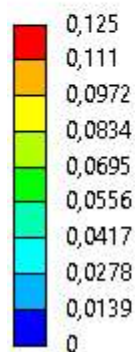


Figura 8.12 - Deslocamento total da vértebra saudável.

B: Osteoporótico

Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm

Max: 0,336
Min: 0

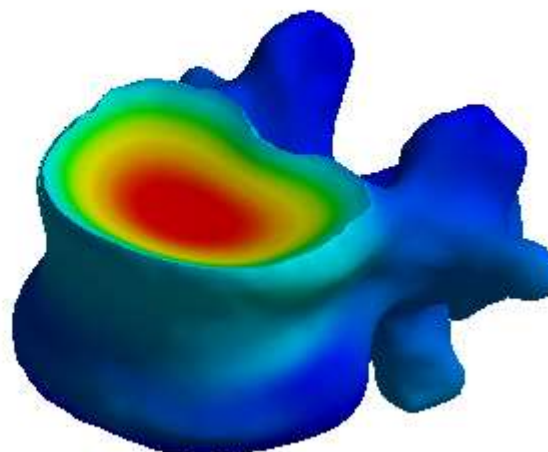
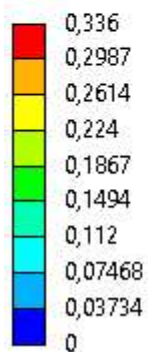


Figura 8.13 - Deslocamento total da vértebra osteoporótica.

As figuras 8.14 e 8.15 ilustram a distribuição das deformações equivalentes no osso trabecular do corpo vertebral, a componente da vértebra onde ocorre a deformação máxima equivalente. A tabelas 8.1 lista os valores máximos dos resultados obtidos para a vértebra intacta e osteoporótica em cada um dos componentes.

A: Saudável

Equivalent Elastic Strain
Type: Equivalent Elastic Strain
Unit: mm/mm

Max: 0,00916
Min: 0,00082

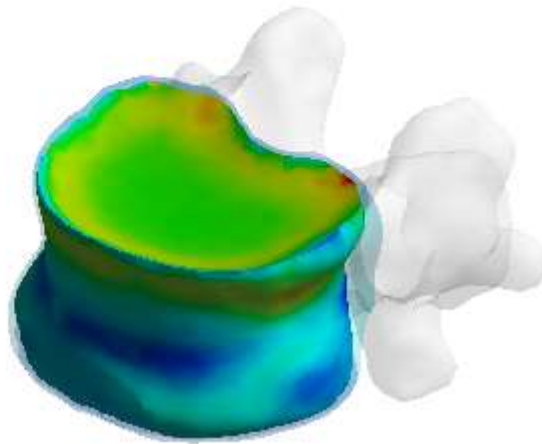
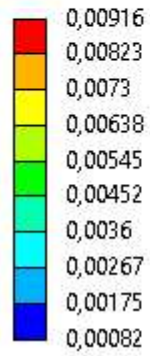


Figura 8.14 - Distribuição das deformações de von Mises na osso trabecular saudável.

B: Osteoporótico

Equivalent Elastic Strain
Type: Equivalent Elastic Strain
Unit: mm/mm

Max: 0,026396
Min: 0,0017281

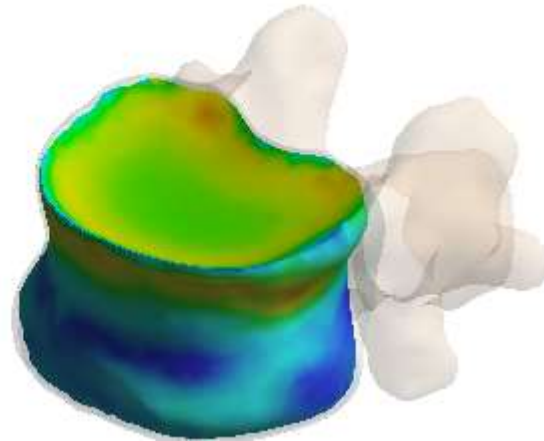
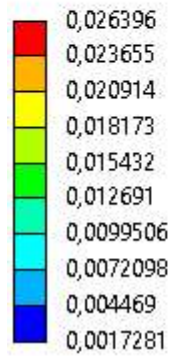


Figura 8.15 - Distribuição das deformações equivalentes no osso trabecular osteoporótico.

Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)		Deformação máxima de von Mises (%)		Deslocamento Total (mm)	
	Saud.	Osteo.	Saud.	Osteo.	Saud.	Osteo.
Parede cortical	15,001	22,509	0,302	0,673	0,055	0,113
Corpo trabecular	0,902	0,886	0,916	2,639	0,125	0,335
Placa terminal óssea superior	5,558	9,233	0,598	1,419	0,125	0,336
Placa terminal óssea inferior	8,41	9,801	0,857	1,493	0,013	0,022
Elementos posteriores	3,942	6,915	0,122	0,295	0,029	0,056

Tabela 8.1 - Alterações nas propriedades mecânicas da vértebra induzidas pela osteoporose.

8.4 Efeito da Cimentação Óssea

A vértebra osteoporótica foi reforçada unilateralmente ou bilateralmente com PMMA e com o sistema híbrido de microsferas de hidroxiapatite para que cada um dos cimentos ósseos ocupasse 10 ou 20% do volume do corpo vertebral. Nesta secção são apresentadas as alterações biomecânicas sofridas pela vértebra para cada tipo de tratamento.

8.4.1 Abordagem unipedicular com 10% do volume do corpo vertebral reforçado com PMMA

A cimentação unilateral da vértebra com 10% de PMMA resultou no decréscimo da tensão máxima de von Mises de 22,509 para 21,94 MPa na parede cortical (ver figura 8.16) e de 9,233 para 8,51 MPa na placa terminal superior (ver figura 8.17). O deslocamento total máximo diminuiu de 0,336 para 0,262 mm (ver figura 8.18). Efetuada a prova de tensão na porção anterolateral do corpo da vértebra, tal como efetuado para a vértebra intacta e osteoporótica, a tensão máxima de von Mises decresce de 13,547 MPa na condição osteoporótica para 12,336 MPa com este tipo de reforço profilático. A tabela 8.2 lista os resultados obtidos para este tipo de cimentação.

A: PMMA Unipedicular10%
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa

Max: 21,94
Min: 5,6477e-5

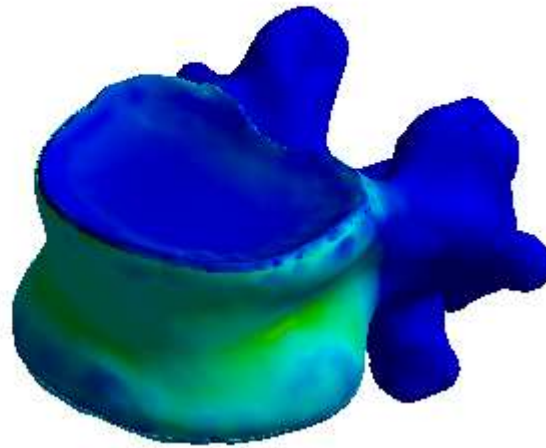
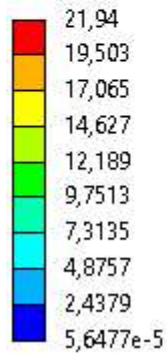


Figura 8.16 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra reforçada unilateralmente com 10% de PMMA.

A: PMMA Unipedicular10%
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa

Max: 8,5095
Min: 0,17206

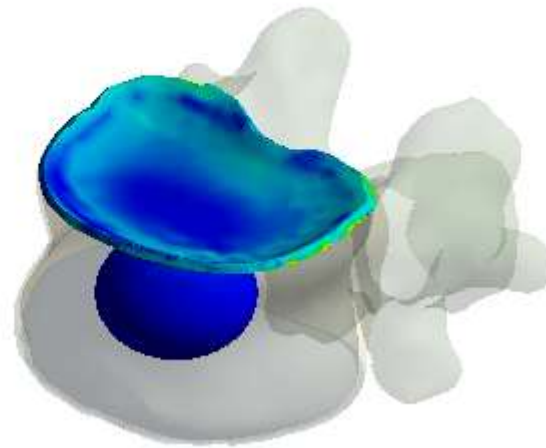
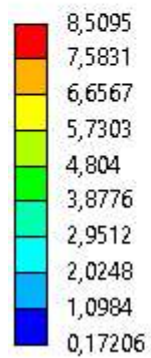


Figura 8.17 - Tensões equivalentes na placa terminal óssea superior e no esferóide-oblato de PMMA.

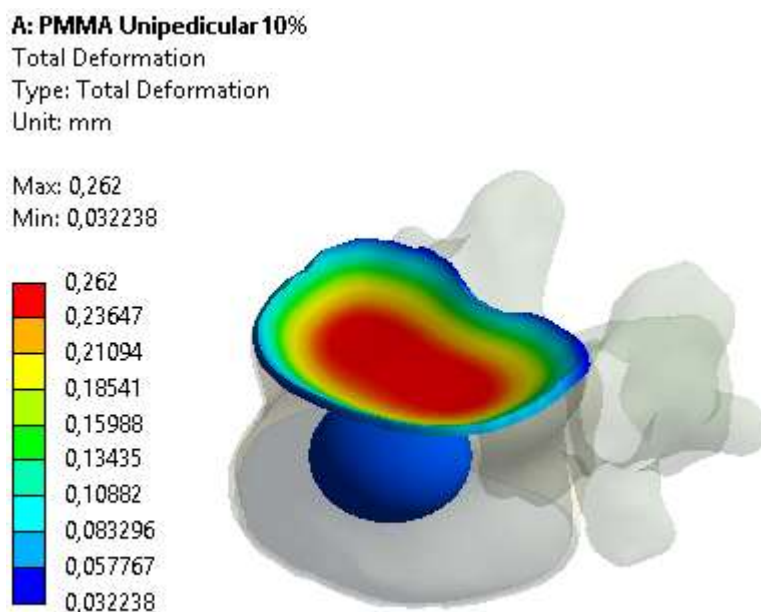


Figura 8.18 - Deslocamentos totais na placa terminal óssea superior e no esferóide-oblato de PMMA.

Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)	Deformação máxima de von Mises (%)	Deslocamento Total (mm)
Parede cortical	21,94	0,666	0,106
Corpo trabecular	0,852	2,506	0,261
Placa terminal óssea superior	8,51	1,533	0,262
Placa terminal óssea inferior	8,653	1,295	0,02
Elementos posteriores	6,885	0,294	0,048
PMMA	0,915	0,028	0,059

Tabela 8.2 - Propriedades mecânicas da vértebra reforçada com 10% de PMMA via unipedicular.

8.4.2 Abordagem unipedicular com 10% do volume do corpo vertebral reforçado com Microsfersas de HAp+AS-Sr

Contrariamente, o reforço de 10 % do corpo da vértebra osteoporótica pela via unipedicular com do sistema de microsferas de hidroxiapatite, transportadas em alginado de sódio e funcionalizadas com estrôncio para potenciar a regeneração óssea, resulta no aumento da suscetibilidade à fratura da vértebra. A tensão máxima de von Mises aumenta para 26,152 MPa na parede cortical e 9,43 MPa na placa terminal óssea superior. Como se verifica através da figura 8.21, o deslocamento total

máximo, embora circunscrito a uma menor área da placa terminal óssea superior, aumenta para 0,432 mm. A prova de tensão corrobora o aumento do risco de fratura. O seu valor aumenta de 13,547 para 14,823 MPa.

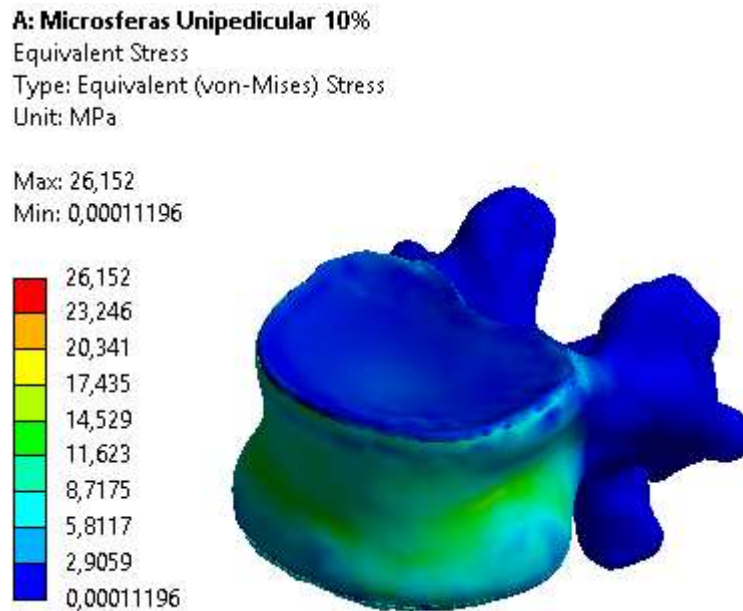


Figura 8.19 - Tensões equivalentes na vértebra reforçada em 10% do volume do corpo vertebral com de microsferas de HAp+AS-Sr pela via unipedicular.

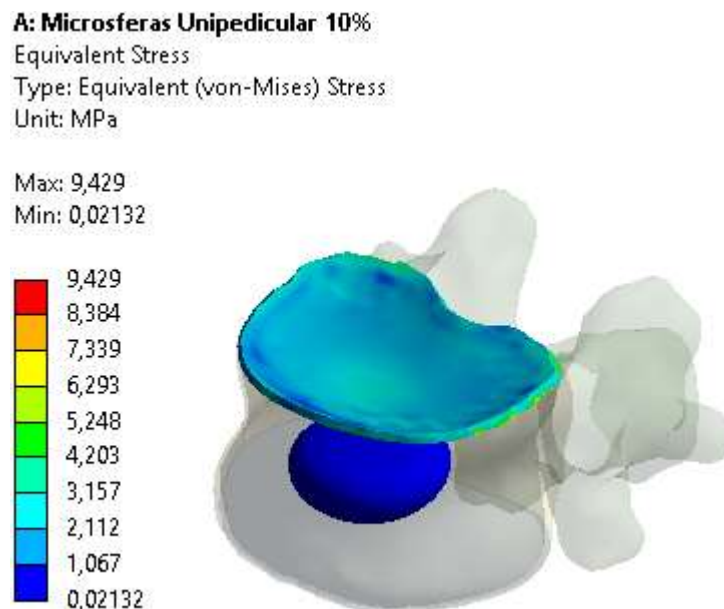


Figura 8.20 - Tensões de von Mises na placa terminal superior e no esferóide oblato de microsferas de HAp+AS-Sr.

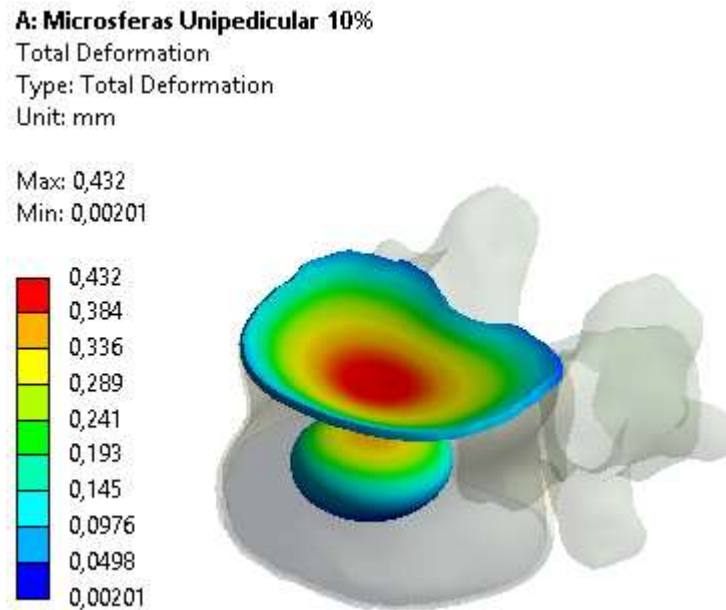


Figura 8.21 - Deslocamentos totais da placa terminal óssea superior obtidos na simulação do preenchimento unilateral da vértebra osteoporótica com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr.

Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)	Deformação máxima de von Mises (%)	Deslocamento Total (mm)
Parede cortical	26,152	0,787	0,122
Corpo trabecular	1,049	3,646	0,432
Placa terminal óssea superior	9,43	0,017	0,432
Placa terminal óssea inferior	14,331	2,156	0,024
Elementos posteriores	7,889	0,337	0,062
Microsfers	0,073	3,646	0,353

Tabela 8.3 - Tensões, deformações e deslocamentos totais máximos equivalentes para os componentes da vértebra reforçada com um esferóide oblato com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr.

8.4.3 Abordagem unipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com PMMA

Gerada uma cavidade correspondente a 20% do volume do corpo da vértebra, o preenchimento desse espaço com PMMA traduz-se na diminuição da tensão máxima de von Mises para 20,231 MPa na parede cortical, 8,047 na placa terminal óssea superior e 11,047 na prova de tensão efetuada,

comparativamente com a situação osteoporótica sem tratamento (ver figura 8.22 e 8.23). A placa terminal óssea superior recupera ligeiramente do deslocamento sofrido quando simulada exclusivamente a osteoporose, estando o seu valor máximo circunscrito às porções esquerda e direita da placa que não estão em contato com o esferóide-oblato modelado, como ilustra a figura 8.24.

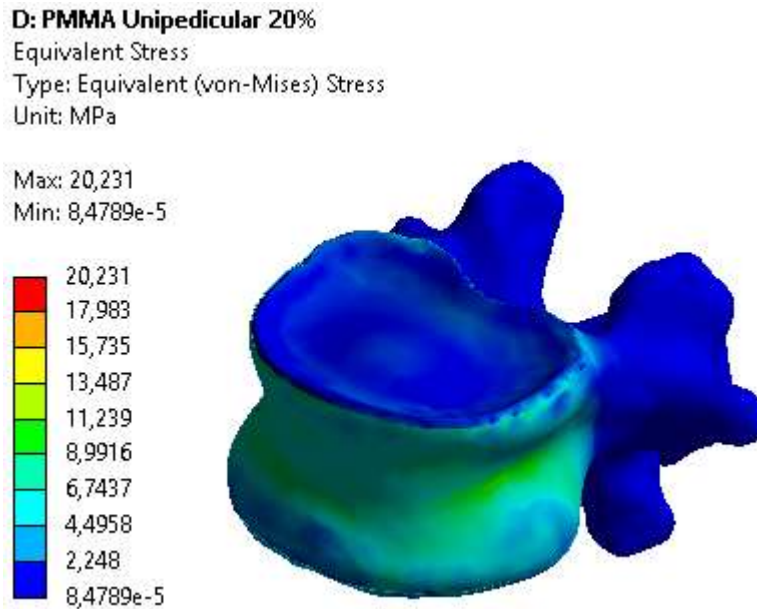


Figura 8.22 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra com 20% do volume do seu corpo reforçado com PMMA unilateralmente.

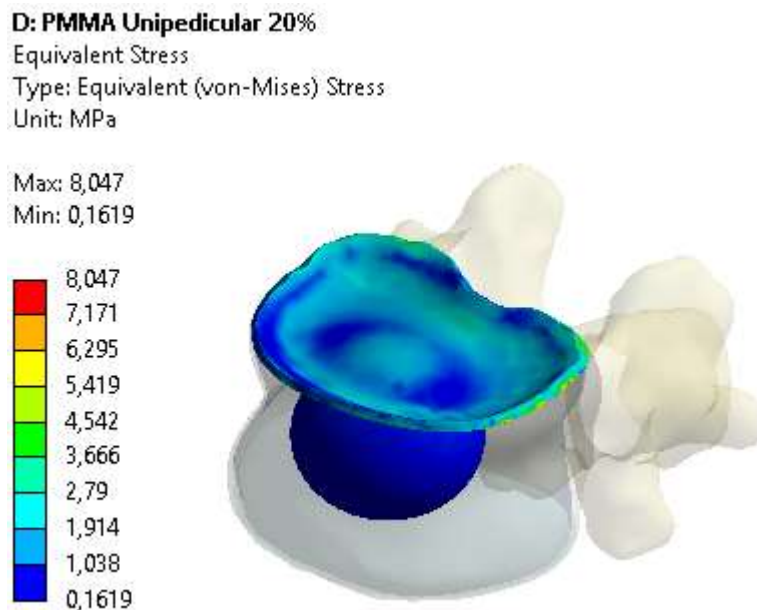


Figura 8.23 - Distribuição das tensões equivalentes na placa terminal óssea superior e PMMA (20%, unipedicular).

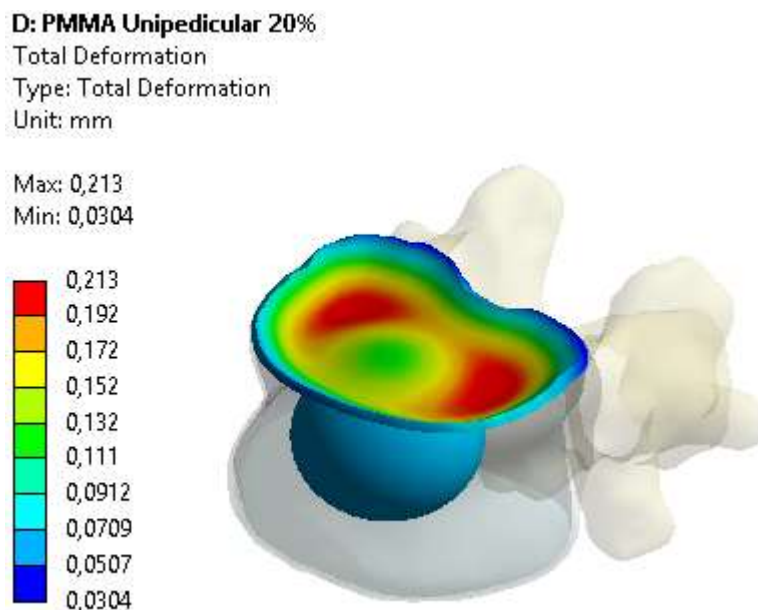


Figura 8.24 - Deslocamentos totais na placa terminal óssea superior e PMMA (20%, unipedicular).

Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)	Deformação máxima de von Mises (%)	Deslocamento Total (mm)
Parede cortical	20,231	0,619	0,01
Corpo trabecular	1,684	4,96	0,212
Placa terminal óssea superior	8,047	1,347	0,213
Placa terminal óssea inferior	8,3	1,234	0,019
Elementos posteriores	4,847	0,216	0,043
PMMA	1,739	0,05	0,069

Tabela 8.4 - Resumo das propriedades mecânicas obtidas na simulação de uma cifoplastia unipedicular com 20% do corpo vertebral reforçado com PMMA.

8.4.4 Abordagem unipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com as Microsfersas de HAp+AS-Sr

Aumentando o volume de microsfersas de hidroxiapatite e mantendo a abordagem cirúrgica unipedicular, o risco da vértebra fraturar aumenta. A tensão máxima de von Mises aumenta para 27,008 MPa na parede cortical assim como a prova de tensão assume o valor de 16,862 MPa. A cifose da placa terminal óssea superior acentua-se significativamente e concentra-se no centro da mesma, atingindo um valor máximo de 0,745 mm. As figuras seguintes ilustram estes resultados. Na

tabela 8.5 encontram-se a totalidade de resultados obtidos na simulação desta abordagem cirúrgica, dos quais se deve salientar a elevada deformação sofrida pelo sistema de microsferas introduzido na vértebra (aproximadamente 6,9%).

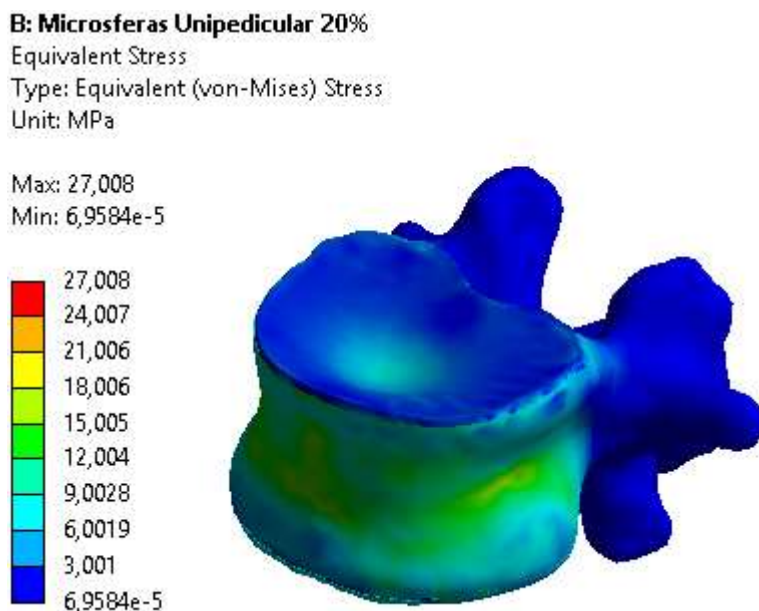


Figura 8.25 - Tensões de von Mises na vértebra L1 com 20% do corpo vertebral reforçado unilateralmente com o sistema de microsferas de hidroxiapatite.

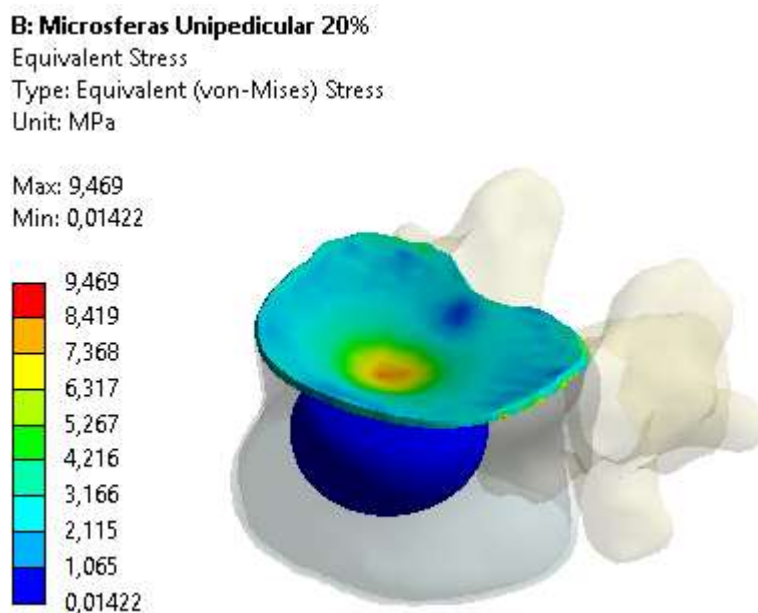


Figura 8.26 - Tensões de von Mises na placa terminal superior e cimento ósseo.

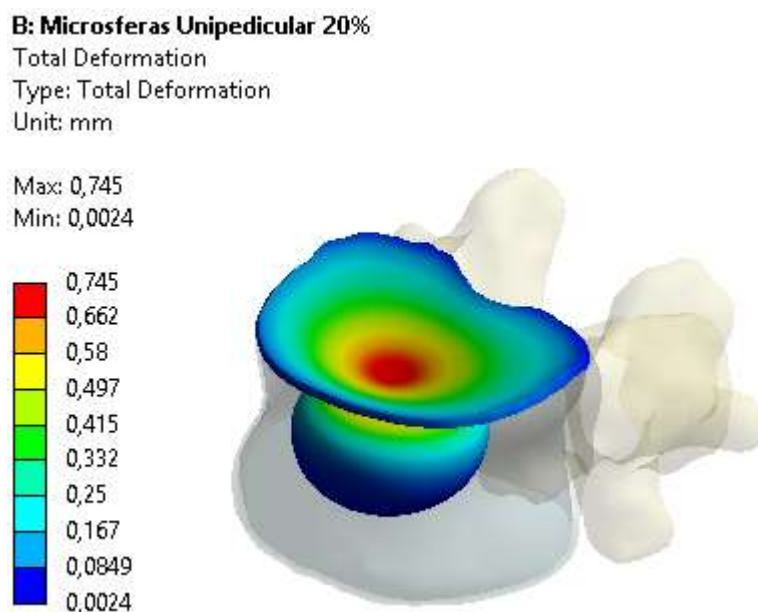


Figura 8.27 - Deslocamento total na placa terminal óssea superior e na cavidade preenchida com as microsferas de hidroxiapatite.

Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)	Deformação máxima de von Mises (%)	Deslocamento Total (mm)
Parede cortical	27,008	0,812	0,155
Corpo trabecular	1,481	4,864	0,745
Placa terminal óssea superior	9,469	1,443	0,745
Placa terminal óssea inferior	14,947	2,249	0,025
Elementos posteriores	7,489	0,337	0,064
Microsfers	0,138	6,904	0,722

Tabela 8.5 - Propriedades mecânicas dos componentes da vértebra resultantes do tratamento unipedicular 20% de preenchimento do corpo vertebral com o sistema de microsferas de Hap e alginato de sódio.

8.4.5 Abordagem bipedicular com 10% do corpo vertebral reforçado com PMMA

Se considerada a redução sofrida pela parede cortical de 22,509 para 22,468 MPa na parede cortical, a cifoplastia bipedicular com 10% de PMMA poderia ser considerada a abordagem menos eficaz no tratamento profilático da vértebra osteoporótica. Contudo, a prova de tensão efetuada sugere uma redução da tensão máxima equivalente na região considerada de risco de 13,547 para 11,12 MPa, valor que se encontra mais próximo do registado para a vértebra saudável do que, por exemplo, na

abordagem unipedicular com o mesmo volume de PMMA, apesar da sua localização diferir ao longo das faces seleccionadas devido à redistribuição de tensões. Na placa terminal óssea superior a tensão máxima equivalente e o deslocamento total máximo alteram de 9,233 para 8,093 MPa e de 0,336 para 0,268 mm da condição osteoporótica para o tipo de reforço supracitado. As figuras seguintes ilustram os resultados mencionados.

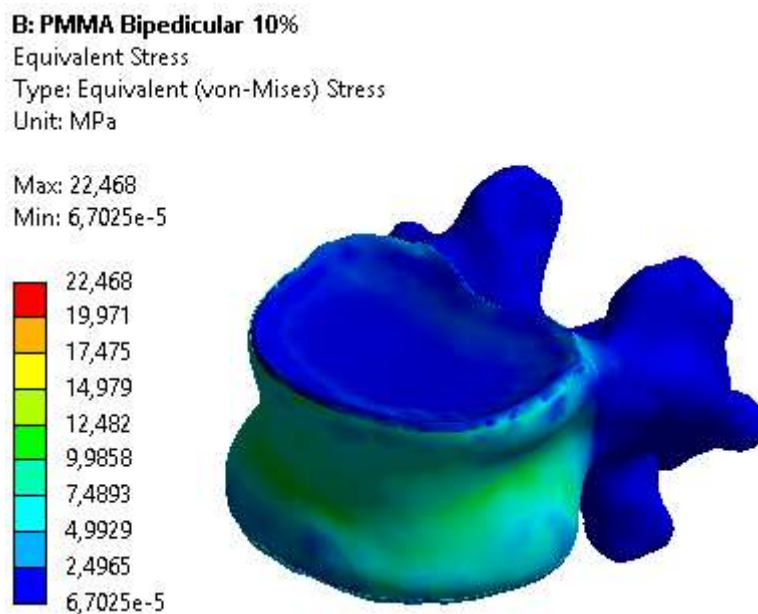


Figura 8.28 - Simulação da distribuição das tensões na vértebra submetida a uma cifoplastia bipedicular com 10% de PMMA.

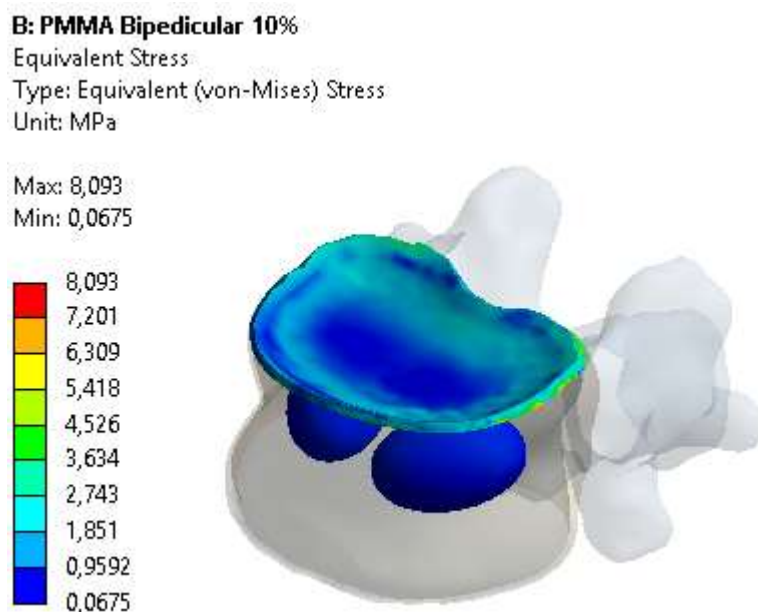


Figura 8.29 - Distribuição de tensões equivalentes na placa terminal óssea superior e nos esferóides- prolatos de PMMA.

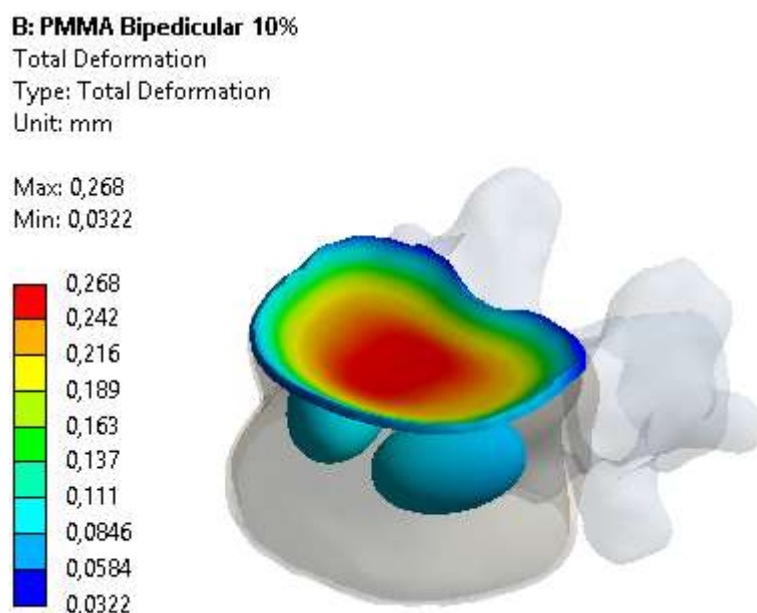


Figura 8.30 – Deslocamento total máximo na vértebra reforçada bilateralmente com 10% de PMMA.

Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)		Deformação máxima de von Mises (%)		Deslocamento Total (mm)	
Parede cortical	22,468		0,68		0,104	
Corpo trabecular	0,909		2,676		0,267	
Placa terminal óssea superior	8,093		1,425		0,268	
Placa terminal óssea inferior	8,771		1,315		0,02	
Elementos posteriores	7,064		0,301		0,047	
PMMA	0,917	0,823	0,028	0,023	0,095	0,097

Tabela 8.6 – Propriedades mecânicas determinadas para a vértebra reforçada bilateralmente com 10% de PMMA.

8.4.6 Abordagem bipedicular com 10% do volume do corpo vertebral reforçado com Microsfersas de HAp+AS-Sr

O preenchimento de duas cavidades geradas na vértebra osteopórotica, cujo volume corresponde a 10% do volume do corpo vertebral, com microsfersas de hidroxiapatite resulta num aumento da suscetibilidade à fratura da vértebra. Recorrendo a esta abordagem a tensão máxima de von Mises registada é de 25,754 MPa na parede cortical, 9,623 MPa na placa terminal superior e 17,457 na

prova de tensão. O deslocamento total máximo sofrido pela vértebra é de 0,422 mm. Nesta modalidade cirúrgica é notória a elevada deformação do cimento ósseo além da deformação do osso trabecular, como ilustra a figura 8.33. O mesmo não se verifica com o mesmo tipo de abordagem utilizando o PMMA. As figuras seguintes e a tabela 8.7 apresentam os resultados da simulação de uma cifoplastia segundo a abordagem supracitada.

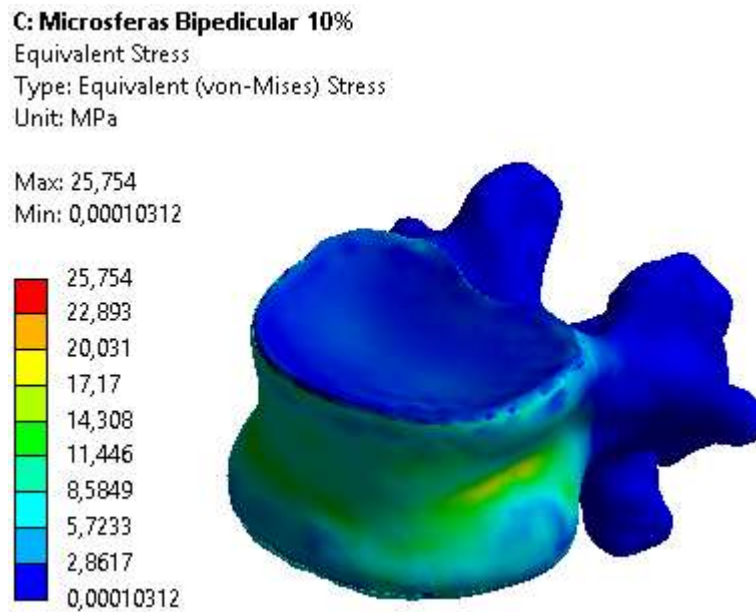


Figura 8.31 - Distribuição das tensões máximas de von Mises na vértebra reforçada com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr pela via bipedicular.

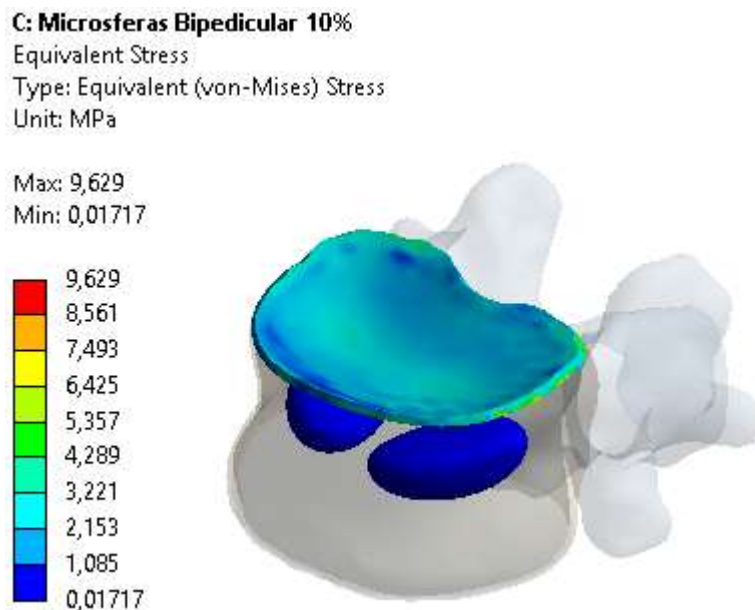


Figura 8.32 - Simulação da distribuição das tensões máximas equivalentes na placa terminal óssea superior e microsferas de de HAp+AS-Sr na abordagem bipedicular e 10% de volume de cimento ósseo.

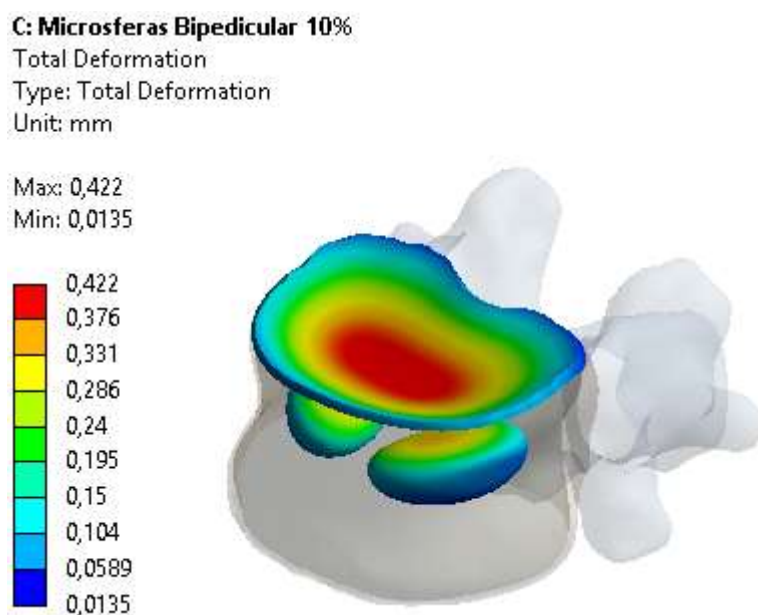


Figura 8.33 - Deslocamento total máximo na vértebra reforçada bilateralmente com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr.

Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)		Deformação máxima de von Mises (%)		Deslocamento Total (mm)	
Parede cortical	25,754		0,775		0,126	
Corpo trabecular	1,205		3,4		0,422	
Placa terminal óssea superior	9,623		1,642		0,422	
Placa terminal óssea inferior	13,977		2,102		0,024	
Elementos posteriores	8,17		0,349		0,064	
Microsferas	0,081	0,078	4,038	3,883	0,34	0,346

Tabela 8.7 - Propriedades mecânicas determinadas para a vértebra reforçada pela via bipedicular com 10% de microsferas de HAp+AS-Sr.

8.4.7 Abordagem bipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com PMMA

Tal como nas abordagens anteriores que incluem o PMMA enquanto cimento ósseo, neste modelo a cifoplastia bipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com PMMA possui pouca

influência no valor da tensão máxima calculado para a totalidade da vértebra. No entanto, se considerado o valor da prova de tensão de 10,777 MPa e o valor da tensão máxima de von Mises na placa terminal superior de 7,651 MPa, registam-se as diminuições mais significativas no estado de tensão da vértebra, comparativamente com as restantes abordagens e com a condição osteoporótica. Contrariamente à abordagem unipedicular com 20 % do mesmo material, com este tipo de reforço profilático o deslocamento sofrido pela placa terminal óssea superior é máximo no centro da vértebra (0,217 mm) já que os esferóides prolatos contactam com as extremidades laterais da placa.

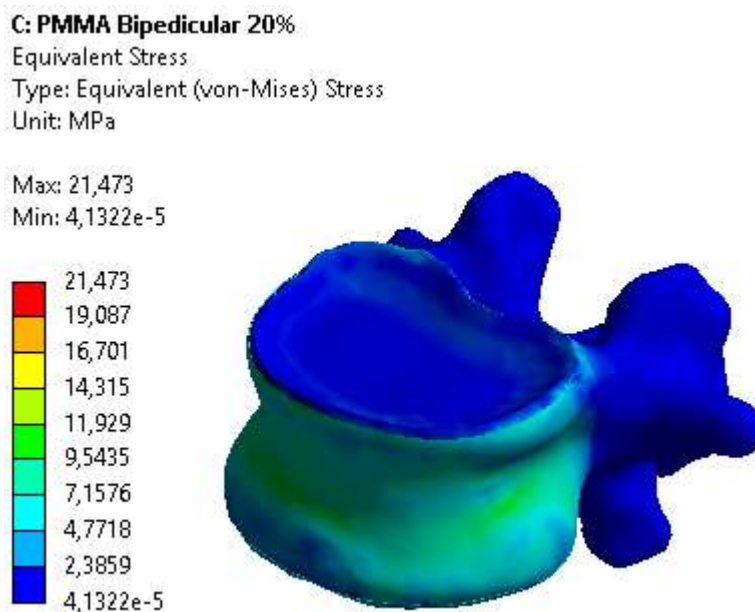


Figura 8.34 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra reforçada bilateralmente a 20% com PMMA.

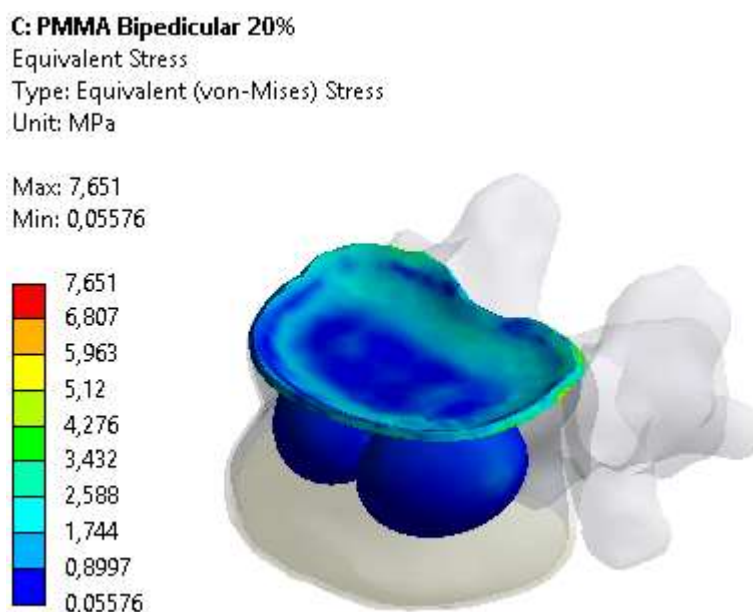


Figura 8.35 - Distribuição das tensões de von Mises na placa terminal óssea superior e cimentos ósseos da vértebra reforçada bilateralmente a 20% com PMMA.

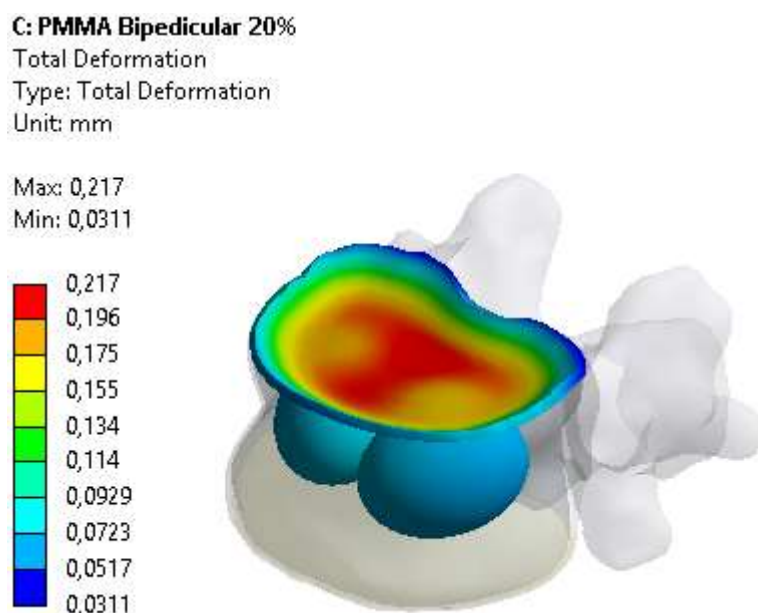


Figura 8.36 - Deslocamentos totais da placa terminal óssea superior e cimentos ósseos da vértebra reforçada bilateralmente a 20% com PMMA.

Componente da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)		Deformação máxima de von Mises (%)		Deslocamento Total (mm)	
Parede cortical	21,473		0,643		0,096	
Corpo trabecular	1,196		3,53		0,216	
Placa terminal óssea superior	7,651		1,38		0,217	
Placa terminal óssea inferior	8,334		1,247		0,019	
Elementos posteriores	4,817		0,214		0,042	
PMMA	2,153	2,012	0,093	0,079	0,077	0,077

Tabela 8.8 - Propriedades mecânicas da vértebra reforçada bilateralmente com 20% com PMMA.

8.4.8 Abordagem bipedicular com 20% do volume do corpo vertebral reforçado com Microsfersas de HAp+AS-Sr

A simulação da injeção bilateral de um volume de microsferas de HAp+AS-Sr nas cavidades correspondentes a 20% do volume do corpo vertebral falha totalmente na restituição das propriedades mecânicas de uma vértebra saudável. As tensões máximas equivalentes na parede cortical e placa terminal óssea superior e a prova de tensão assumem, nesta abordagem, os valores

mais elevados, comparativamente com as restantes modalidades exploradas no presente trabalho (27,279 MPa 9,51MPa e 22,89 respectivamente). O deslocamento total máximo cuja magnitude é de 0,555 mm ocorre no centro da placa terminal superior da vértebra tal como na maioria das restantes condições simuladas.

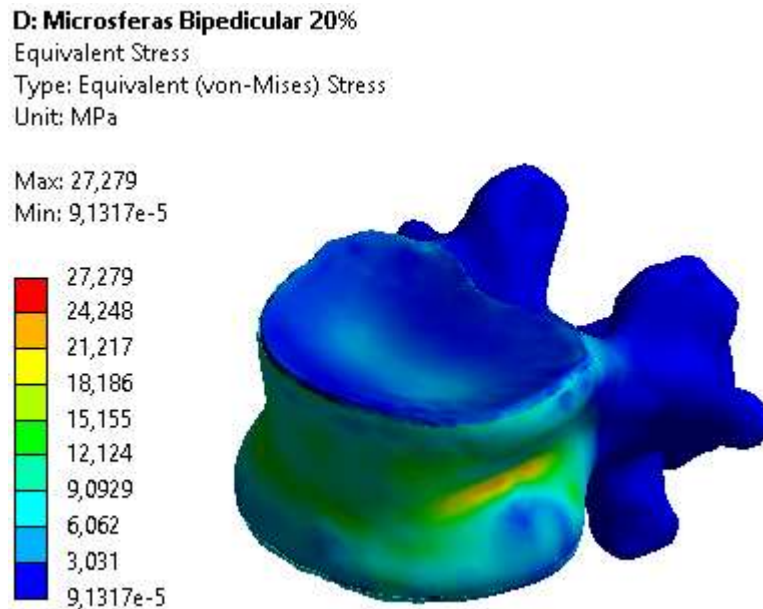


Figura 8.37 - Distribuição das tensões de von Mises na vértebra reforçada com o sistema de microsferas a perfazendo 20% do corpo vertebral pela via bipedicular.

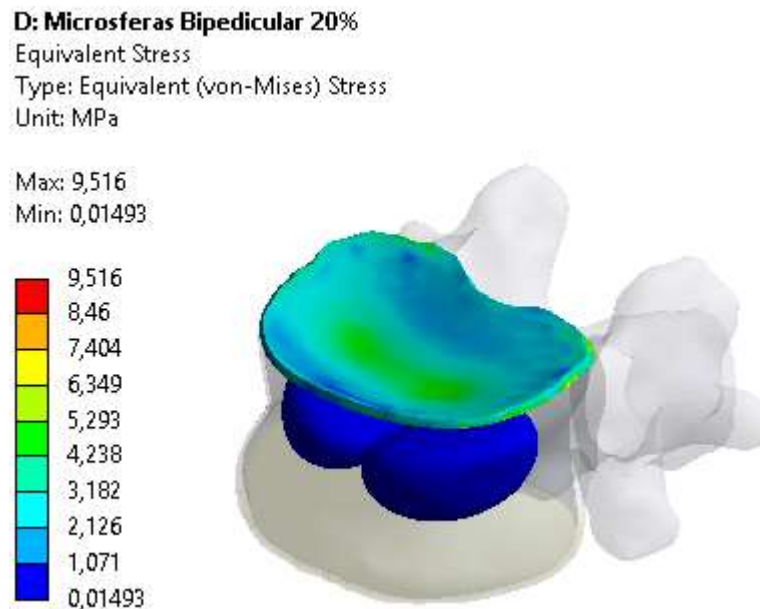


Figura 8.38 - Distribuição das tensões equivalentes na placa terminal óssea superior e nos esferóides-prolatos de microsferas de HAp+AS-Sr (20%).

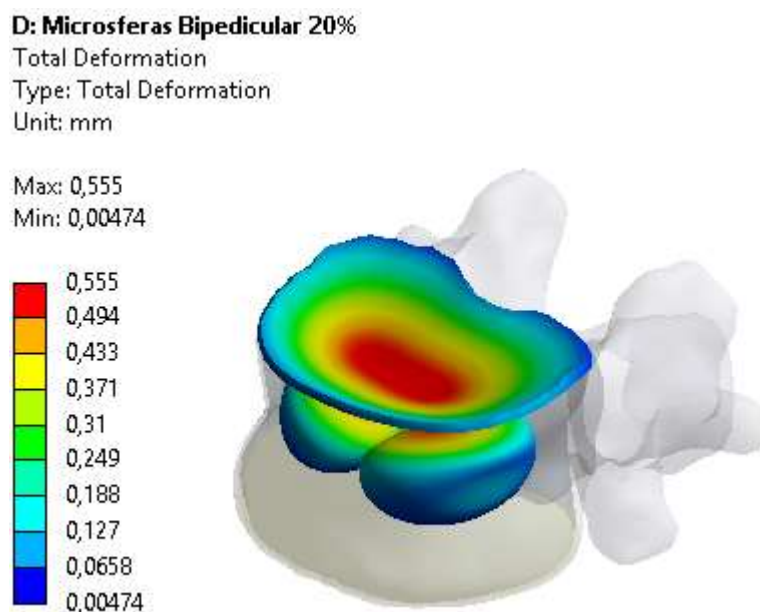


Figura 8.39 - Deslocamentos totais na placa terminal óssea superior e nos esferóides-prolatos de microsferas de HAp+AS-Sr (20%).

Parte da vértebra	Tensão máxima de von Mises (MPa)		Deformação máxima de von Mises (%)		Deslocamento Total (mm)	
Parede cortical	27,279		0,82		0,141	
Corpo trabecular	3,017		8,941		0,554	
Placa terminal óssea superior	9,516		1,699		0,555	
Placa terminal óssea inferior	14,948		2,248		0,026	
Elementos posteriores	7,685		0,345		0,074	
Microsfersas	0,147	0,16	7,366	8,035	0,493	0,505

Tabela 8.9 - Lista das propriedades mecânicas obtidas na simulação de uma cifoplastia bipedicular introduzindo o sistema de microsferas de HAp+AS-Sr em 20% do volume do corpo vertebral.

8.5 Validação do Modelo de Elementos Finitos

Do ponto de vista bibliográfico, o modelo foi validado por comparação com os modelos dos trabalhos que constituíram a base do presente estudo (Tsouknidas et al. 2013; Villarraga Ph D et al. 2004; Zhang et al. 2010; Li & Lewis 2010; Provatidis et al. 2010; Dickey et al. 2012; McDonald et al. 2010; Erdem et al. 2013; Dabirrahmani et al. 2012; Rohlmann et al. 2010) tendo-se verificado uma

boa concordância na distribuição e magnitude das tensões ao longo da vértebra. Neste trabalho tentou-se que os resultados obtidos além de corroborarem com a literatura fossem validados experimentalmente.

Nesta secção apresentam-se os resultados dos ensaios envolvidos na validação experimental do modelo de elementos finitos.

8.5.1 Caracterização das Propriedades Mecânicas da Resina *RenShape*[®] SL 7810

Durante o ensaio de compressão e correlação digital de imagem, a excessiva rigidez dos provetes para a capacidade da célula de carga da máquina de ensaio (2kN) impediu a condução do ensaio até a rutura do material, tendo sido registada apenas uma parte da região linear do gráfico na qual foi determinado o módulo de Young e coeficiente de Poisson da resina *RenShape*[®] SL 7810. A figura 8.40 apresenta a curva diretamente obtida do ensaio de compressão e a curva construída a partir da força aplicada e das deformações calculadas por correlação digital de imagem. As figuras 8.41 e 8.42 ilustram as cartografias obtidas no estado de referência e após deformação a 2D e 3D.

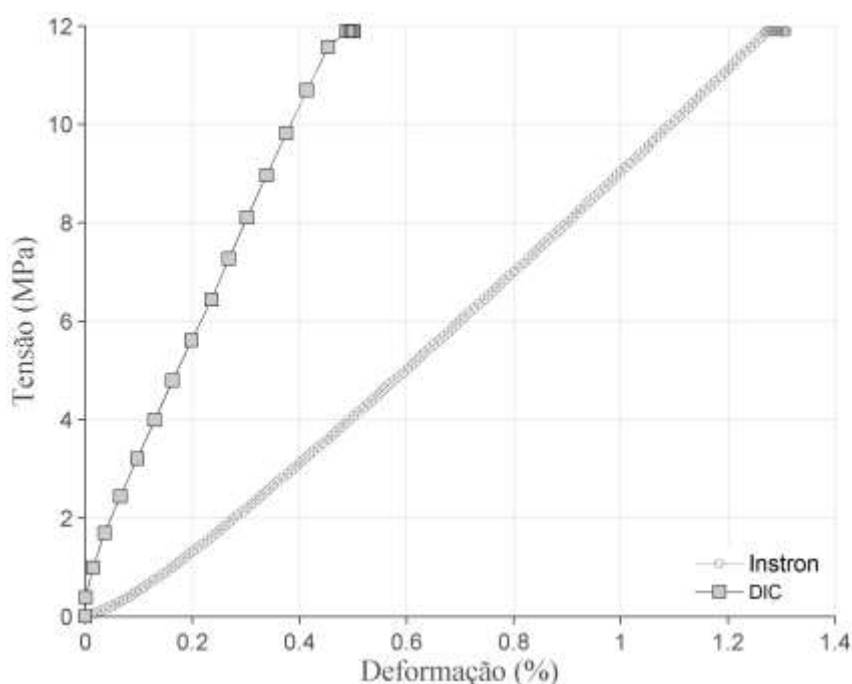


Figura 8.40 - Comparação entre as curvas tensão-deformação obtidas da máquina de ensaio e da correlação digital de imagem.

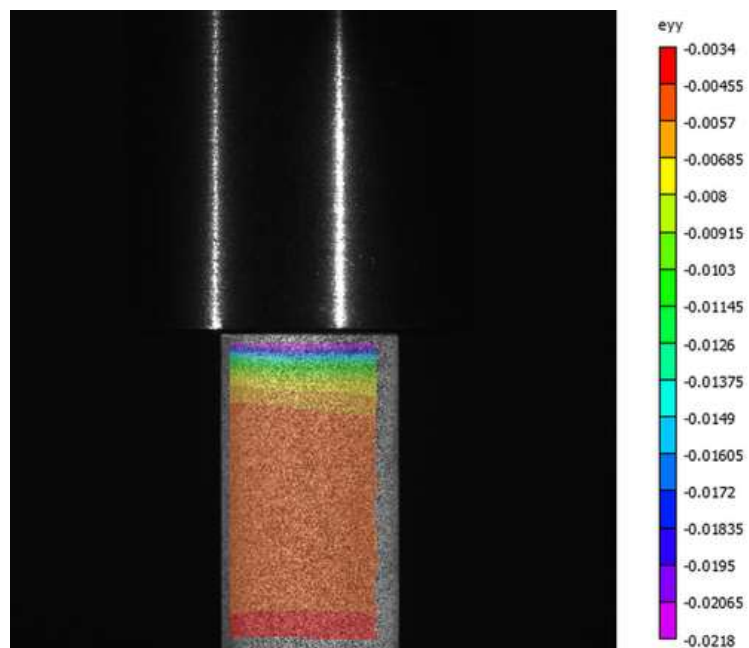


Figura 8.41 - Cartografia referente às deformações na direção axial a 2D.

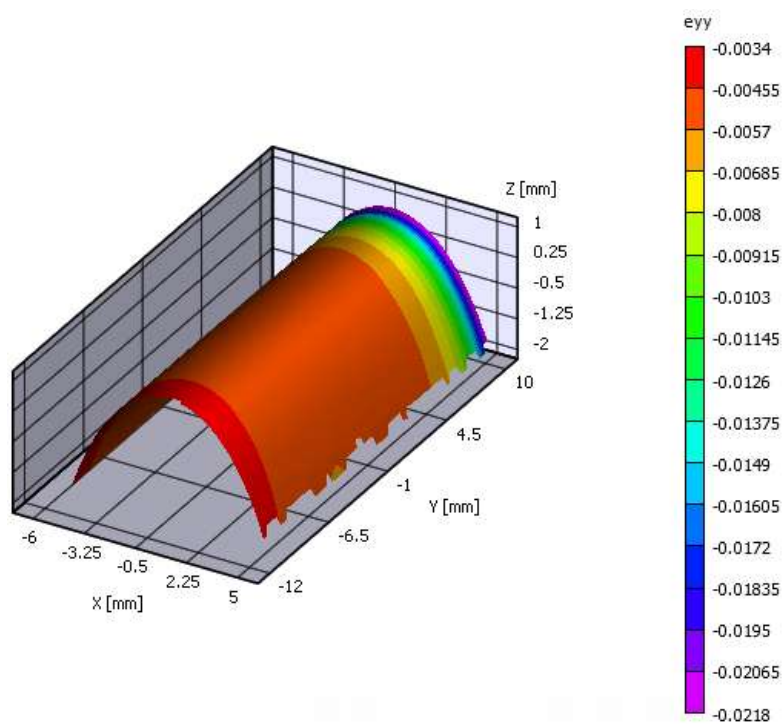


Figura 8.42 - Cartografia referente às deformações na direção do carregamento a 3D.

Para cada provete as deformações axial e transversal foram calculadas como uma média numa região central virtual, assumindo a orientação do referencial global com yy como direção de carregamento.

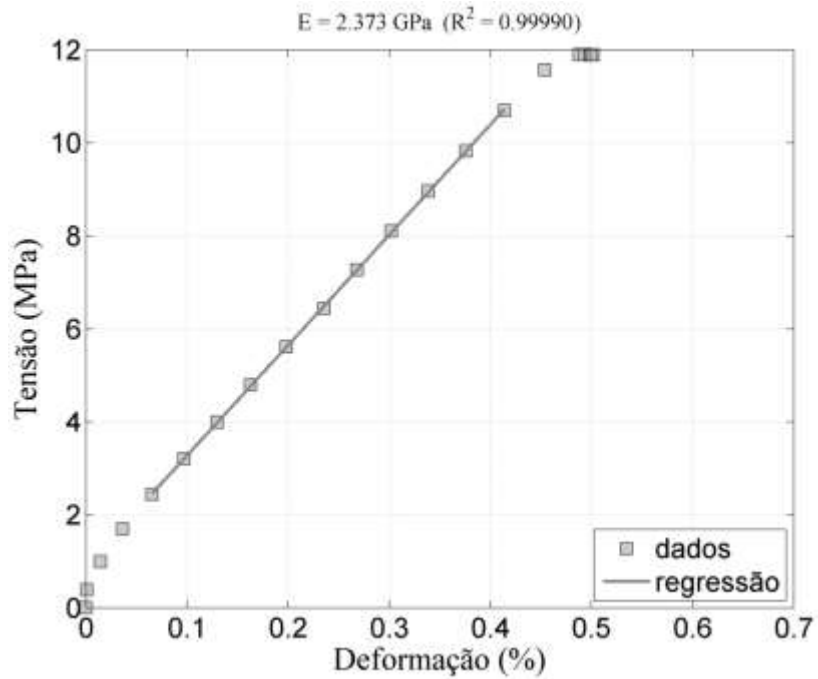


Figura 8.43 - Determinação do módulo de elasticidade na região linear da curva tensão-deformação do terceiro provete.

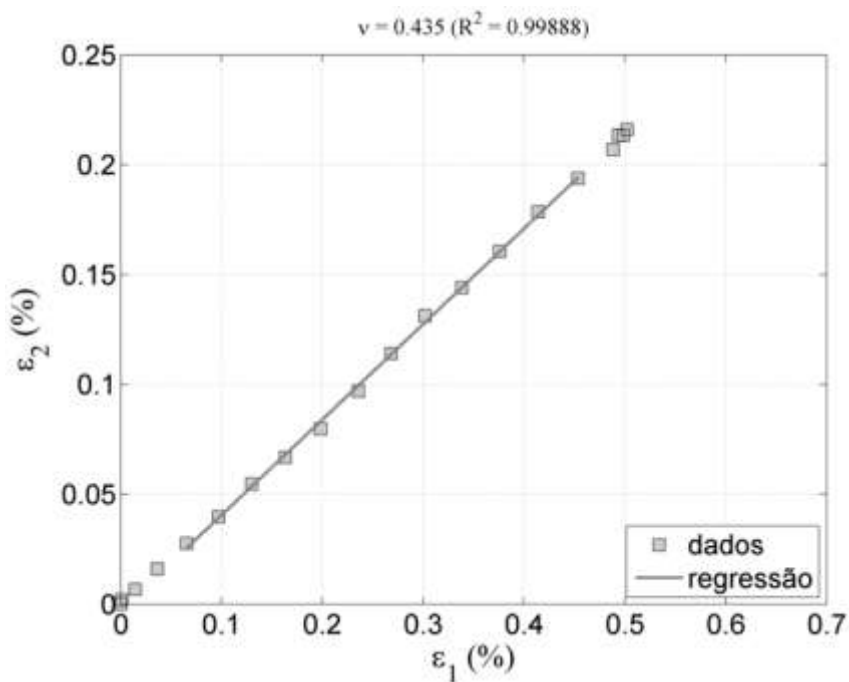


Figura 8.44 - Determinação do coeficiente de Poisson na região central do terceiro provete.

Analisadas as curvas apresentadas constata-se que o comportamento do material é praticamente linear para as forças envolvidas. O material é considerado isotrópico e homogêneo. O valor que se obteve para o módulo de Young corresponde ao declive da curva tensão-deformação na direção axial de carregamento (eixo yy). O valor que se obteve para o coeficiente de Poisson corresponde ao

declive da curva deformação axial-transversal, ε_x - ε_z . Na tabela seguinte apresenta-se a totalidade de valores determinados.

Provete	Módulo de elasticidade, E (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
1	2065	0,423
2	2131	0,416
3	2373	0,435
4	2107	0,421
Média \pm Desvio Padrão	2171 \pm 0,12	0,424 \pm 0,007

Tabela 8.10 - Propriedades mecânicas da resina RenShape® SL 7810.

8.5.2 Interferometria Eletrónica por Padrões *Speckle*

Nesta secção apresentam-se os resultados obtidos no ensaio de ESPI para validação do modelo numérico de elementos finitos da vértebra sem reforço unipedicular. As figuras seguintes representam os mapas de fase correspondentes ao deslocamento sofrido, após filtragem, perfil e pseudo 3D. Estas imagens apresentam os deslocamentos obtidos na direção perpendicular à região iluminada da vértebra sem reforço unipedicular para a carga mais elevada aplicada (6,86 N). De notar que nos extremos laterais aparecem valores mais elevados, resultantes da presença de ruído uma vez que devido à geometria da vértebra essas zonas não são tão bem iluminadas pela luz *laser* e como tal há um maior descorrelacionamento dos campos de *speckle*. A imagem com o perfil foi obtida traçando um perfil vertical, sensivelmente a meio do mapa de fase. De notar ainda que as dimensões X e Y não são as reais do objecto. Quando confrontadas as cartografias dos deslocamentos medidos pela técnica interferométrica (figura 8.45) e pelo método dos elementos finitos (figura 8.47) constata-se que, possivelmente pelo facto de embora a fixação ter sido feita recorrendo ao cianoacrilato, o protótipo sofreu movimentos de corpo rígido. Há uma diferença significativa na amplitude dos deslocamentos determinados por simulação numérica e pelo sistema de *ESPI*. Se aplicado um algoritmo que elimina eventuais movimentos de corpo rígido essa diferença é atenuada e a semelhança entre os padrões de franjas gerados pelas vias experimental e computacional aumenta, como ilustra a figura 8.48.

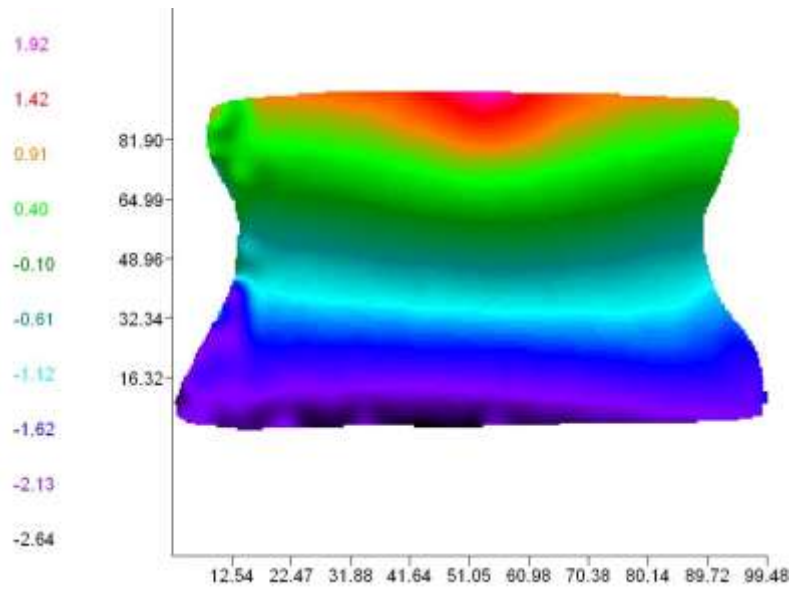


Figura 8.45 - Deslocamentos sofridos pelo vértebra em μm para 6,86 N de carga.

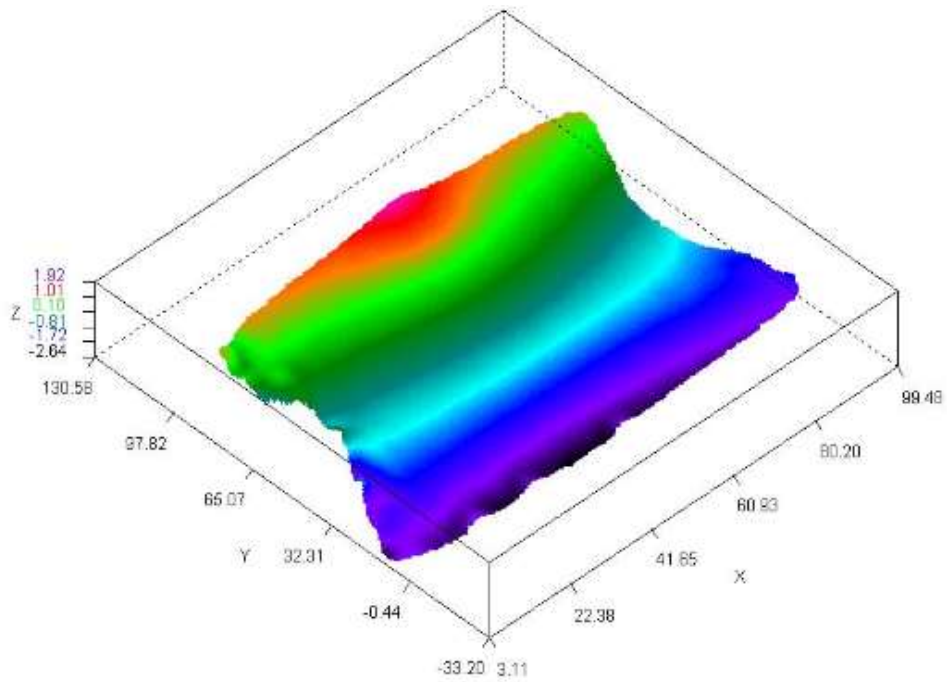


Figura 8.46 - Pseudo 3D do mapa de fase correspondente ao deslocamento sofrido pela vértebra para 6,86 N de carga.

B: Protótipo
Directional Deformation
Type: Directional Deformation(Y Axis)
Unit: μm

Max: 0,01484
Min: -0,23616

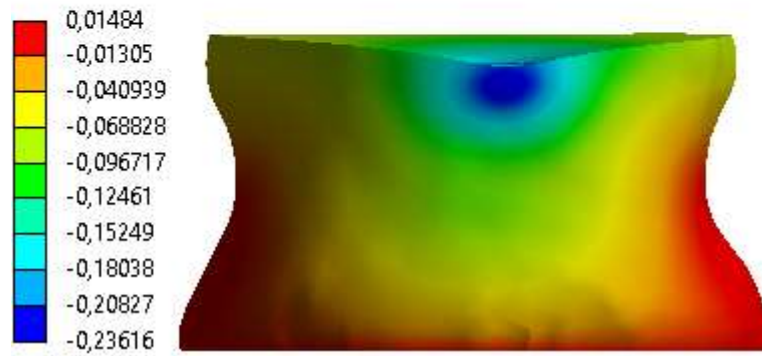


Figura 8.47 - Deslocamentos sofridos pelo protótipo determinados pelo método dos elementos finitos.

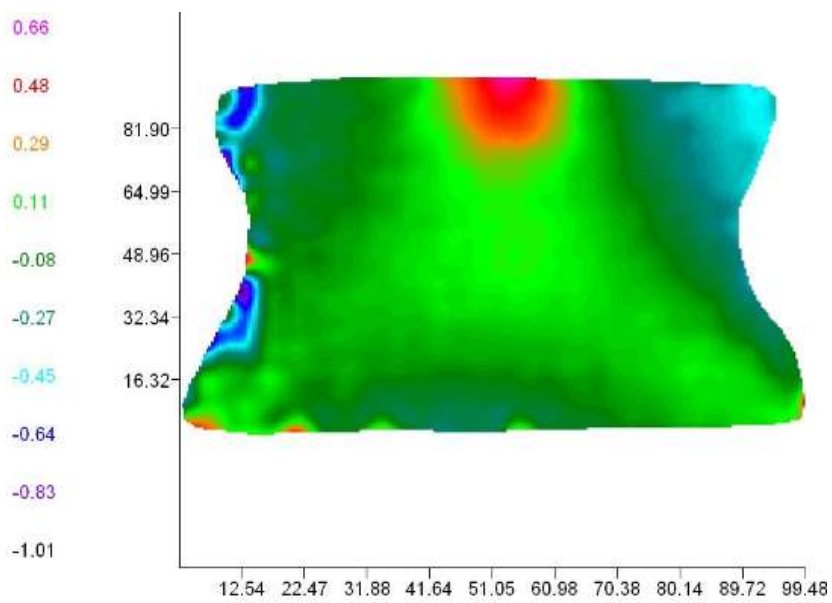


Figura 8.48 - Deslocamentos sofridos pelo vértebra em μm para 6,86 N de carga retirada a componente de rotação do corpo rígido.

Capítulo 9 – Discussão de Resultados

O modelo 3D de elementos finitos de uma vértebra lombar foi construído com o objetivo de avaliar as diferenças nas propriedades mecânicas da vértebra saudável e osteoporótica e de investigar o efeito de uma cifoplastia profilática numa vértebra potencialmente em risco de fratura, variando parâmetros como o tipo de cimento ósseo (PMMA e um composto de fosfato de cálcio), volume do reforço injetado (10 e 20%) e abordagem cirúrgica praticada (reforço unipedicular ou bipedicular).

O objetivo de explorar variantes de volume e abordagem cirúrgica surgiu na perspectiva de se investigar se, embora antecipado pelo grupo de investigação do INEB que o material apresentaria uma baixa resistência à compressão (397 MPa) comparativamente com o osso trabecular, um maior ou menor volume de material poderia funcionar enquanto reforço profilático e se o menor de volume de PMMA seria suficiente para resituir o normal funcionamento mecânico da vértebra. Geralmente, o volume de reforço gerado na cifoplastia está limitado à capacidade do balão de comprimir o osso trabecular contra a parede cortical, quando insuflado até um valor máximo de pressão (Hardouin et al. 2002).

Acerca da profilaxia de uma fratura, vários autores investigam a eficácia da cimentação exclusivamente com PMMA na redução da suscetibilidade à fratura de vértebras adjacentes a vértebras anteriormente colapsadas e cimentadas. Os resultados apresentados nos estudos mencionados sugerem que efetivamente o risco de fratura diminui (Kobayashi et al. 2009; Aquarius et al. 2014; Oakland et al. 2009; Chiang et al. 2009). Com efeito, neste trabalho as cimentações profiláticas com PMMA também reduzem o risco de fratura na vértebra isolada.

As figuras sugerem que o reforço de 20% do volume do corpo vertebral resulta numa distribuição de tensões na vértebra mais próxima da condição saudável do que o reforço com apenas 10%. Entre as modalidades de injeção unipedicular e bipedicular, a primeira é mais eficaz na redução do risco de fratura na porção mais anterior do corpo vertebral enquanto a segunda se revela mais eficiente em diminuir o risco de fratura nas porções laterais do mesmo. Estes resultados resultam da disposição do cimento ósseo ao longo do osso trabecular. O esferóide oblato aproxima-se da parede cortical na porção mais anterior da mesma enquanto os esferóides prolatos estão mais próximos da parede cortical de cada lado do arco vertebral.

Analizados os valores das provas de tensão efetuadas na região propensa a fraturar, os resultados sugerem que 20% de preenchimento bipedicular do corpo vertebral com PMMA constitui o tratamento mais indicado para prevenir a ocorrência de uma fratura.

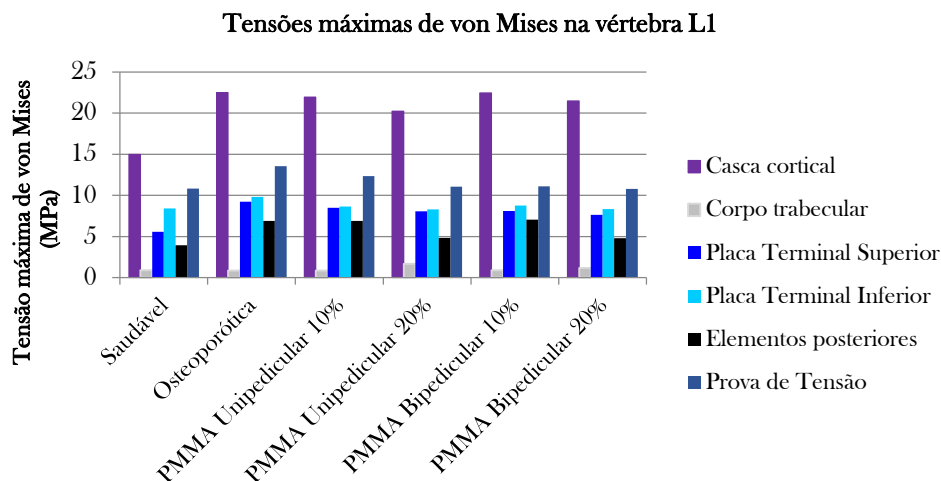


Figura 9.1 - Tensões máximas de von Mises nos componentes da vértebra utilizando o PMMA como reforço ósseo.

Apesar das excelentes propriedades biológicas reportadas por Oliveira et al. (2008) para o sistema híbrido de hidroxiapatite e alginato de sódio, o reforço de uma vértebra com este tipo de material aumenta significativamente o risco de fratura, independentemente do volume injetado e da via de administração seleccionada. Quanto maior o volume de material introduzido, maior a suscetibilidade à fratura da vértebra.

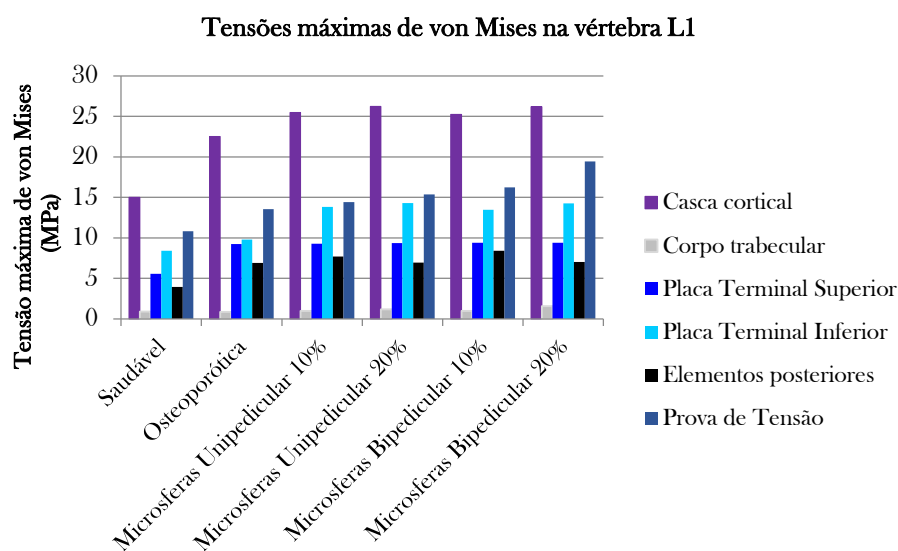


Figura 9.2 - Tensões máximas de von Mises nos componentes da vértebra utilizando o sistema de microsferas como reforço ósseo.

O valor de resistência mecânica do sistema de microsferas determinado neste trabalho pertence à gama de valores descrita pelo grupo, que varia entre os 90 e 600 kPa, pois tratando-se de uma material compósito composto por partículas em suspensão num gel, a percentagem de microsferas presente no compósito e nos provetes produzidos influencia a sua resistência mecânica.

Os ensaios de compressão efetuados para caracterizar as propriedades mecânicas das microsferas de HAp+AS-Sr revelam que este material pode ser considerado dúctil contrariamente à hidroxiapatite pura, um material frágil. O alginato confere a tenacidade ao material que impede a ocorrência de fissuras, o que é consistente com o facto de um gel constituir uma estrutura amortecedora de carga. Desta forma, a condução dos ensaios de compressão seguindo a norma ISSO 5833 poderá até ser mais adequada a este tipo de material do que uma norma aplicada a fosfatos de cálcio puros, pois também o PMMA é dúctil em tensão. Contudo permanece a expectativa de encontrar uma norma mais adequada a sistemas híbridos deste tipo.

Neste trabalho foi proposta a validação do modelo numérico de elementos finitos pela via experimental. Para o efeito utilizou-se a interferometria eletrónica por padrões *speckle*.

Os sistemas de interferometria requerem elevada estabilidade e são muito sensíveis a vibrações ambientais (Barak et al. 2009). Qualitativamente, conseguiu-se uma boa concordância entre os resultados numéricos e os resultados experimentais, se eliminados eventuais movimento do corpo rígido. Quantitativamente, a baixa ordem de grandeza dos deslocamentos envolvidos, a probabilidade de interferência de ruídos externos com o sistema e a incapacidade de replicar com exatidão as condições de fronteira impostas na simulação numérica poderão estar na causa das diferenças de magnitude dos deslocamentos medidos pela via experimental e computacional. Para que se possa considerar o modelo de elementos finitos validado experimentalmente e para avaliar o efeito da cifoplastia nos protótipos prevalece a necessidade de se realizarem novos ensaios, concentrando os esforços na otimização da configuração das montagens experimentais e na caracterização das propriedades mecânicas de todos os materiais envolvidos.

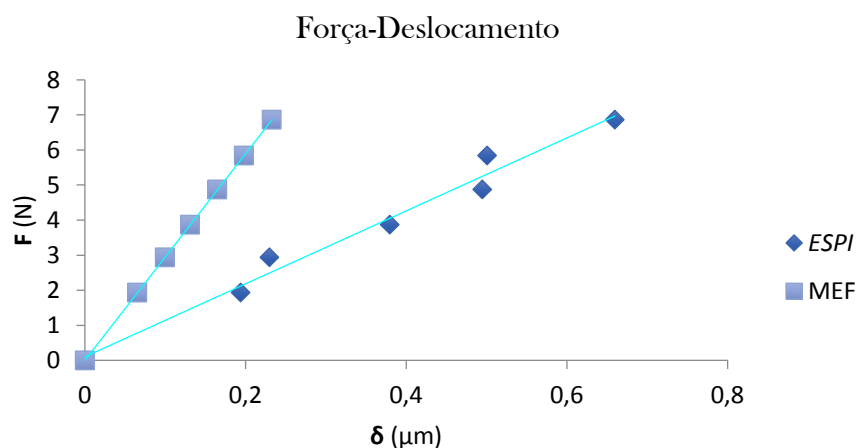


Figura 9.3 - Deslocamentos incrementais medidos pelo MEF e por *ESPI*.

Por fim, é importante realçar e justificar as simplificações adotadas neste trabalho. A geometria obtida encontra-se desprovida dos discos intervertebrais, ligamentos e vértebras adjacentes à L1 que

formariam uma unidade funcional da coluna e cuja influência no comportamento mecânico de uma vértebra é irrefutável. O grupo Noailly et al. 2007 analisou o efeito da adição ou remoção destes elementos num modelo de uma unidade funcional da coluna, comprovando que tais modificações na geometria do modelo influenciam significativamente a distribuição e magnitude de tensões nas vértebras (Noailly et al. 2007). Contudo, assumiu-se explorar a eficácia das terapias na vértebra isolada, concentrando os esforços em encontrar soluções que permitissem restituir o comportamento mecânico do osso saudável já que este constitui o tecido biológico em aposição direta ao material de reforço.

As propriedades mecânicas atribuídas ao osso e ao PMMA foram recolhidas da literatura. Na bibliografia revista para este trabalho, as propriedades mecânicas do osso (particularmente da componente trabecular) variam significativamente devido à composição, geometria, densidade mineral óssea, localização do osso, idade e sexo do paciente, orientação da carga, taxa de deformação e condições experimentais. A alternativa à recolha bibliográfica teria sido o acesso a uma microtomografia computadorizada quantitativa de alta resolução que permitiria caracterizar a heterogeneidade das propriedades mecânicas do osso de uma vértebra saudável e osteoporótica, a partir das densidades minerais ósseas. Contudo esta tarefa implicaria obter duas geometrias distintas, a de uma paciente jovem e a de uma paciente idosa e o acesso a este tipo de tecnologia esteve limitado. Embora fosse interessante estudar não só o efeito das propriedades mecânicas do osso osteoporótico na distribuição de tensões na vértebra como também o efeito de uma geometria envelhecida e alterada pela presença da patologia, seria introduzida uma nova variável ao estudo: uma análise entre pacientes distintas que dificultaria a avaliação da eficácia da cimentação ao variar a geometria. As predições numéricas dependem maioritariamente das propriedades materiais, da morfologia, geometria, da distribuição dos reforços e das condições de fronteira (Kinzl et al. 2013). Apesar das contrapartidas, com uma metodologia deste tipo, as propriedades passariam a variar consoante a direção, introduzindo-se a ortotropia característica deste tecido biológico, especificamente para a vértebra em questão. Com as densidades minerais ósseas convertidas em diferentes módulos de elasticidade a partir de leis empíricas a aproximação seria mais realista. Tendo-se iniciado o presente trabalho com uma simples tomografia computadorizada de uma mulher jovem saudável, contornou-se a impossibilidade de obter as densidades minerais ósseas características da vértebra em estudo com uma seleção bibliográfica das propriedades mecânicas destas estruturas.

Finalmente, admitiu-se um comportamento linear elástico e isotrópico para o osso, numa análise estrutural estática, sendo que o osso é um material viscoelástico, apresenta direções preferenciais de carga (ortotropia) e que a coluna está sujeita a cargas dinâmicas na maioria das atividades diárias.

Capítulo 10 – Conclusões e Trabalho Futuro

10.1 Conclusões

O estudo da anatomia da coluna vertebral permitiu obter uma visão mais alargada de todas as estruturas com influência nas propriedades mecânicas da vértebra, tal como os discos e os ligamentos intervertebrais.

Da mesma forma, a análise da morfologia e constituição histológica de uma vértebra permitiram compreender que o corpo vertebral é maioritariamente composto por osso trabecular e constitui a porção responsável pelo suporte de carga, o que o torna a componente anatómica da vértebra relevante neste estudo.

A caracterização da principal patologia associada ao tecido ósseo e das complicações resultantes da mesma sugere a necessidade de complementar os atuais métodos de diagnóstico da doença com um método que permita prever, com maior precisão, o risco de fratura e avaliar o efeito biomecânico do tipo e quantidade de material de enchimento utilizado. Estes capítulos sugerem a necessidade de otimizar os tratamentos cirúrgicos disponíveis através de um planeamento pré-operatório.

A simulação numérica pelo método dos elementos finitos revelou-se a ferramenta que poderá dar resposta a estas questões. A análise dos estudos citados ao longo deste trabalho permite concluir que há uma enorme diversidade de metodologias seguidas para avaliar o comportamento biomecânico de uma vértebra pelo método dos elementos finitos no que diz respeito à osteoporose, subsequentes fraturas de compressão do corpo vertebral e tratamento aplicado.

A variabilidade não só nas geometrias adotadas como nas propriedades mecânicas e condições de fronteira aplicadas (carregamentos e restrições) poderia dificultar a comparação de resultados. A validação dos modelos por tecnologias de metrologia ótica, como a interferometria eletrónica por padrões *speckle*, surge para tentar colmatar esta dificuldade e aumentar a confiabilidade dos resultados, embora permaneça a necessidade de solidificar o processo de validação experimental.

Com efeito, este modelo revelou-se uma ferramenta muito útil na previsão de alterações no comportamento mecânico de uma vértebra, fornecendo diretrizes para melhorar a eficácia deste tratamento e prevenir a ocorrência de complicações indesejadas resultantes da patologia ou do tratamento aplicado, através de um planeamento pré-operatório.

O modelo permitiu dar resposta à questão do tamanho limite da cavidade que podia ser gerada na cifoplastia, embora especificamente para esta vértebra, já que a fisionomia, idade e sexo do indivíduo constitui uma variável que limita este tipo de estudo, fazendo variar a morfometria das vértebras. O modelo permitiu ainda prever a eficácia do material candidato a substituto ósseo com potencial de regeneração, simulando o preenchimento das cavidades geradas até ao limite que a geometria da

vértebra permitia, considerando a forma que o(s) balão(ões) de cifoplastia poderiam adquirir consoante a abordagem praticada. Contudo, o material revelou-se pouco promissor no tratamento da vértebra osteoporótica, ainda que profilaticamente.

Prevalendo o PMMA em relação ao material em estudo como material de reforço mais adequado ao tratamento da vértebra debilitada e analisadas as desvantagens da sua utilização, exploraram-se estratégias de volume e abordagem cirúrgica para restituir o normal funcionamento da vértebra, na perspectiva de que, alcançadas propriedades mecânicas próximas da condição saudável, minimizar-se-iam os efeitos secundários biomecânicos frequentemente relatados.

Constatou-se que, efetivamente, o método cirúrgico têm influência no comportamento mecânico da vértebra assim como o volume de cimento ósseo injetado. Ainda que o PMMA possa ser excessivamente rígido, comparativamente ao osso trabecular, podendo colocar em risco as vértebras adjacentes, neste caso, a injeção do volume máximo permitido pela geometria obtida traduz-se na melhor aproximação ao comportamento mecânico da vértebra saudável.

A geometria adotada neste trabalho não permite inferir sobre as consequências dos tratamentos explorados nos níveis adjacentes à vértebra L1. Contudo a aproximação obtida ao estado fisiológico da vértebra com a hipotética injeção bilateral de PMMA em 20% do corpo vertebral permite supor que, possivelmente, as fraturas por compressão do corpo vertebral nas vértebras adjacentes estarão também associadas à progressão da osteoporose e consequente perda da densidade mineral óssea. A degeneração dos discos intervertebrais associada ao envelhecimento também poderá ser determinante na debilitação das vértebras superiores e inferiores pela sua influência na transmissão de forças entre os níveis adjacentes. O trabalho realizado nesta dissertação pode ser considerado um ponto de partida para a criação de um modelo de uma unidade funcional que permita analisar estes efeitos assim como o efeito de outras patologias na coluna vertebral.

10.2 Trabalho Futuro

A metodologia adotada e implementada ao longo desta dissertação produziu resultados satisfatórios e promissores. Contudo, o trabalho realizado poderá ser enriquecido e melhorado se exploradas as seguintes sugestões:

- Prosseguir com a validação dos modelos de elementos finitos otimizando os procedimentos experimentais para validar o modelo e avaliar o efeito de uma cifoplastia experimentalmente.

- Prosseguir com a determinação das propriedades mecânicas de outros materiais de reforço que não o PMMA e simular o efeito da sua utilização no comportamento mecânico da vértebra, na perspectiva de encontrar alternativas viáveis ao PMMA em termos de estabilidade mecânica da vértebra.

- Aumentar a complexidade do modelo, isto é, modelar uma unidade funcional da coluna composta por três vértebras adjacentes, pelos discos, ligamentos e juntas intervertebrais. Desta forma, o modelo permitiria analisar os efeitos dos vários tipos de cimentação profilática nas vértebras adjacentes à vértebra reforçada bem como o efeito dos discos e ligamentos intervertebrais na magnitude e distribuição de tensões da vértebra submetida a uma cifoplastia.

- Construída uma unidade funcional passaria a fazer sentido caracterizar o comportamento mecânico da nova geometria nas condições saudável, osteoporótica e reforçada quando sujeita a movimentos de flexão, extensão e torção uma vez que, a título ilustrativo, quando um indivíduo flete a coluna para a frente, a carga mecânica aumenta consideravelmente (Prakash et al. 2007; Iyer et al. 2010) .

- Simular uma fratura por compressão na vértebra L1 e analisar o efeito da fratura na estabilidade da unidade funcional. Seguidamente, reforçar a vértebra fraturada e analisar o efeito da cimentação nas vértebras adjacentes à vértebra colapsada. Se constatado um aumento da suscetibilidade à fratura nas vértebras adjacentes, explorar o efeito de uma cimentação profilática na vértebra em risco de fraturar.

- Simular o posicionamento do balão de cifoplastia em função da localização da fratura que origina diferentes disposições do cimento ósseo e cuja precisão do local de inserção é importante para evitar danos colaterais, nomeadamente, nos pedículos (Teoh & Chui 2008).

Bibliografia

A

Adams, M. a & Dolan, P., 2005. Spine biomechanics. *Journal of biomechanics*, 38(10), pp.1972-83.

Agur, A.M.R. & Dalley, A.F., 2013. *Grant's Atlas of Human Anatomy 13th ed.*, Lippincott Williams & Wilkins.

Alves, F.J.L. et al., 2001. *Proclick!*, INEGI

Aquarius, R. et al., 2014. Prophylactic vertebroplasty can decrease the fracture risk of adjacent vertebrae: An in vitro cadaveric study. *Medical engineering & physics*.

B

Barak, M.M., Sharir, A. & Shahar, R., 2009. Optical metrology methods for mechanical testing of whole bones. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 180(1), pp.7-14.

Belkoff, S.M. et al., 2001. An ex vivo biomechanical evaluation of a hydroxyapatite cement for use with kyphoplasty. *AJNR. American journal of neuroradiology*, 22(6), pp.1212-6.

Benyamin, R. & Vallejo, R., 2005. Vertebroplasty. *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*, 9(2), pp.62-67.

Blitterswijk, C.V., 2008. *Tissue Engineering*, Elsevier Inc.

Bran, G.M. et al., 2008. Apoptosis in bone for tissue engineering. *Archives of medical research*, 39(5), pp.467-482.

C

Callister, W.D., 2001. *Fundamentals of Materials Science and Engineering 5th ed.*, John Wiley & Sons, Inc.

Canal, C. & Ginebra, M.P., 2011. Fibre-reinforced calcium phosphate cements: a review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(8), pp.1658-71.

Chen, C. et al., 2010. Kyphoplasty for chronic painful osteoporotic vertebral compression fractures via unipedicular versus bipedicular approachment: a comparative study in early stage. *Injury*, 41(4), pp.356-9.

Chiang, C.-K. et al., 2009. Prophylactic vertebroplasty may reduce the risk of adjacent intact vertebra from fatigue injury: an ex vivo biomechanical study. *Spine*, 34(4), pp.356-64.

Chua, C.K., Leong, K.F. & LIM, C.S., 2003. *Rapid Prototyping 2nd ed.*, World Scientific Co. Pte. Ltd.

Clair, J.-J., 1996. Stereolithography and the biomedical engineering. *Journal of Materials Processing Technology*, 57(3-4), pp.393-396.

Completo, A. & Fonseca, F., 2011. *Fundamentos de Biomecânica*, Publindústria, Edições Técnicas.

Cowin, S.C. & Doty, S.B., 2007. *Tissue Mechanics*, Springer Science + Business Media, LLC.

Cristofolini, L. et al., 2013. Strain distribution in the lumbar vertebrae under different loading configurations. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, 13(10), pp.1281-92.

D

D'Urso, P.S. et al., 1999. Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 27(1), pp.30-7.

Dabirrahmani, D. et al., 2012. Mechanical variables affecting balloon kyphoplasty outcome--a finite element study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(3), pp.211-220.

Dall'Ara, E. et al., 2013. Tissue properties of the human vertebral body sub-structures evaluated by means of microindentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 25, pp.23-32.

Depalle, B. et al., 2013. Finite element dependence of stress evaluation for human trabecular bone. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 18, pp.200-212.

Dessì, M. et al., 2014. Bioactivation of calcium deficient hydroxyapatite with foamed gelatin gel. A new injectable self-setting bone analogue. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 25(2), pp.283-95.

Dickey, B.T. et al., 2012. In silico evaluation of stress distribution after vertebral body augmentation with conventional acrylics, composites and glass polyalkenoate cements. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 5(1), pp.283-290.

Drake, R.L., Vogl, W. & Mitchell, A.W.M., 2008. *Gray's Anatomy*.

E

Eastell, R., 2013. Osteoporosis. *Medicine*, 41(10), pp.586-591.

Erdem, I., Truumees, E. & van der Meulen, M.C.H., 2013. Simulation of the behaviour of the L1 vertebra for different material properties and loading conditions. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16(7), pp.736-746.

Eswaran, S.K. et al., 2007. The micro-mechanics of cortical shell removal in the human vertebral body. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 196(31-32), pp.3025-3032.

F

Fisher, J.P., Mikos, A.G. & Bronzino, J.D., 2007. *Tissue Engineering*, Taylor & Francis Group, LLC.

Fung, Y.C., 1981. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, Springer-Verlag New York Inc.

G

Gillard, F. et al., 2014. The application of digital volume correlation (DVC) to study the microstructural behaviour of trabecular bone during compression. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, pp.480-499.

Guggenbuhl, P., 2009. Osteoporosis in males and females: Is there really a difference? *Joint, bone, spine : revue du rhumatisme*, 76(6), pp.595-601.

H

Hardouin, P. et al., 2002. Kyphoplasty. *Joint, bone, spine : revue du rhumatisme*, 69(3), pp.256-61.

Hide, I.G. & Gangi, A., 2004. Percutaneous vertebroplasty: history, technique and current perspectives. *Clinical radiology*, 59(6), pp.461-467.

Higgins, K.B. et al., 2007. Biomechanical alterations in intact osteoporotic spine due to synthetic augmentation: finite element investigation. *Journal of biomechanical engineering*, 129(4), pp.575-585.

Holroyd, C., Cooper, C. & Dennison, E., 2008. Epidemiology of osteoporosis. *Best practice & research. Clinical endocrinology & metabolism*, 22(5), pp.671-685.

Hussein, A.I., Barbone, P.E. & Morgan, E.F., 2012. Digital Volume Correlation for Study of the Mechanics of Whole Bones. *Procedia IUTAM*, 4, pp.116-125.

I

Iyer, S. et al., 2010. Clinical Biomechanics A biomechanical model for estimating loads on thoracic and lumbar vertebrae. *JCLB*, 25(9), pp.853-858.

Izzo, R. et al., 2013. Biomechanics of the spine. Part I: spinal stability. *European journal of radiology*, 82(1), pp.118-26.

I

Junqueira, L.C. & Carneiro, J., 2005. *Basic Histology 11th ed., Text & Atlas.*

K

Karabekir, H.S. et al., 2011. Lumbar vertebra morphometry and stereological assesment of intervertebral space volumetry: a methodological study. *Annals of anatomy = Anatomischer Anzeiger : official organ of the Anatomische Gesellschaft*, 193(3), pp.231-6.

Kashfuddoja, M., Prasath, R.G.R. & Ramji, M., 2014. Study on experimental characterization of carbon fi ber reinforced polymer panel using digital image correlation : A sensitivity analysis. *Optics and Lasers in Engineering*, 62, pp.17-30.

Khanna, a J. et al., 2008. Biomechanical evaluation of kyphoplasty with calcium phosphate cement in a 2-functional spinal unit vertebral compression fracture model. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, 8(5), pp.770-7.

Kim, S.Y. & Jeon, S.H., 2012. Setting properties, mechanical strength and in vivo evaluation of calcium phosphate-based bone cements. *Journal of Industrial and Engineering Chemistry*, 18(1), pp.128-136.

Kinzl, M. et al., 2013. An experimentally validated finite element method for augmented vertebral bodies. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(1), pp.15-22.

Kinzl, M. et al., 2012. The mechanical behavior of PMMA/bone specimens extracted from augmented vertebrae: a numerical study of interface properties, PMMA shrinkage and trabecular bone damage. *Journal of biomechanics*, 45(8), pp.1478-84.

Knudson, D., 2007. *Fundamentals of Biomechanics* 2nd ed., Springer Science+Business Media, LLC.

Kobayashi, N. et al., 2009. Prophylactic vertebroplasty: cement injection into non-fractured vertebral bodies during percutaneous vertebroplasty. *Academic radiology*, 16(2), pp.136-43.

Koh, I. et al., 2014. The compressive modulus and strength of saturated calcium sulphate dihydrate cements: Implications for testing standards. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 34, pp.187-98.

Krüger, A. et al., 2013a. *Clinical Biomechanics* Height restoration and maintenance after treating unstable osteoporotic vertebral compression fractures by cement augmentation is dependent on the cement volume used. *JCLB*, 28(7), pp.725-730.

Krüger, A. et al., 2013b. Height restoration and maintenance after treating unstable osteoporotic vertebral compression fractures by cement augmentation is dependent on the cement volume used. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(7), pp.725-30.

Krüger, R. & Groll, J., 2012. Fiber reinforced calcium phosphate cements -- on the way to degradable load bearing bone substitutes? *Biomaterials*, 33(25), pp.5887-900.

Kular, J. et al., 2012. An overview of the regulation of bone remodelling at the cellular level. *Clinical biochemistry*, 45(12), pp.863-873.

L

Lee, J.Y. et al., 2005. Vertebroplasty and Kyphoplasty for Vertebral Compression Fractures. *Seminars in Spine Surgery*, 17(3), pp.158-164.

Li, Y. & Lewis, G., 2010. Finite Element Analysis of a Model of Simulated Vertebral Cement Augmentation: Influence of the Representation of the Shape of the Cement Domain on Biomechanical Parameters. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 10(02), pp.291-311.

Lieberman, I.H., Togawa, D. & Kayanja, M.M., 2005. Vertebroplasty and kyphoplasty: filler materials. *The spine journal: official journal of the North American Spine Society*, 5(6 Suppl), p.305S-316S.

Lundon, K. & Bolton, K., 2001. Structure and Function of the Lumbar Intervertebral Disc in Health, Aging and Pathological Conditions. , 31(6), pp.291-306.

Luo, J. et al., 2007. Mechanical efficacy of vertebroplasty: influence of cement type, BMD, fracture severity, and disc degeneration. *Bone*, 40(4), pp.1110-9.

Luo, J. et al., 2009. Vertebroplasty: Only Small Cement Volumes Are Required to Normalize Stress Distributions on the Vertebral Bodies. *Spine*, 34(26).

M

Martin, T.J. & Seeman, E., 2008. Bone remodelling: its local regulation and the emergence of bone fragility. *Best practice & research. Clinical endocrinology & metabolism*, 22(5), pp.701-722.

McDonald, K. et al., 2010. Development of a multi-scale finite element model of the osteoporotic lumbar vertebral body for the investigation of apparent level vertebra mechanics and micro-level trabecular mechanics. *Medical engineering & physics*, 32(6), pp.653-661.

McGirt, M.J. et al., 2009. Vertebroplasty and kyphoplasty for the treatment of vertebral compression fractures: an evidenced-based review of the literature. *The spine journal: official journal of the North American Spine Society*, 9(6), pp.501-508.

Melchels, F.P.W. et al., 2012. Additive manufacturing of tissues and organs. *Progress in Polymer Science*, 37(8), pp.1079-1104.

Melchels, F.P.W., Feijen, J. & Grijpma, D.W., 2010. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), pp.6121-30.

Monteiro, J.M., 2012. Métodos de interferometria para inspeção não destrutiva. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

Moore, K.L. & Dalley, A.F., 2006. Clinically Oriented Anatomy. In Lippincott Williams & Wilkins.

Moreau, J.L., Weir, M.D. & Xu, H.H.K., 2009. Self-setting collagen-calcium phosphate bone cement: mechanical and cellular properties. *Journal of biomedical materials research. Part A*, 91(2), pp.605-13.

N

Netter, F.H., 2003. Interactive Atlas of Human Anatomy, Icon Learning Systems.

Noailly, J. et al., 2007. How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process. *Journal of biomechanics*, 40(11), pp.2414-25.

Nordin, M. & Frankel, V.H., 2012. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. In Lippincott Williams & Wilkins.

O

Oakland, R.J. et al., 2009. Preliminary biomechanical evaluation of prophylactic vertebral reinforcement adjacent to vertebroplasty under cyclic loading. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, 9(2), pp.174-81.

Oliveira, S.M. et al., 2008. Injectability of a bone filler system based on hydroxyapatite microspheres and a vehicle with in situ gel-forming ability. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 87(1), pp.49-58.

P

Pan, B. et al., 2009. Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: a review. *Measurement Science and Technology*, 20(6), p.62001.

Peel, N., 2009. Bone remodelling and disorders of bone metabolism. *Surgery (Oxford)*, 27(2), pp.70-74.

Pitzen, T. et al., 2002. A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine. *Control Engineering Practice*, 10(1), pp.83-90.

Polikeit, A., Nolte, L.P. & Ferguson, S.J., 2004. Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit. *Journal of biomechanics*, 37(7), pp.1061-1069.

Prakash et al., 2007. Vertebral body integrity: a review of various anatomical factors involved in the lumbar region. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, 18(7), pp.891-903.

Provatidis, C. et al., 2010. A pilot finite element study of an osteoporotic L1-vertebra compared to one with normal T-score. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 13(2), pp.185-195.

Q

Qiu, T.-X. et al., 2006. Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method. *Medical engineering & physics*, 28(7), pp.656-664.

R

Ratner, B.D. et al., 2004. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine* 2nd ed., Elsevier Inc.

Reginster, J.-Y. & Burllet, N., 2006. Osteoporosis: a still increasing prevalence. *Bone*, 38(2 Suppl 1), pp.S4-9.

Reu, P., 2014. Calibration : Sanity Checks. , 38, pp.1-2.

Reu, P., 2013. Stereo-rig Design : Stereo-Angle Selection – Part 4. , 37, pp.1-2.

Ritzel, H. et al., 1997. The thickness of human vertebral cortical bone and its changes in aging and osteoporosis: a histomorphometric analysis of the complete spinal column from thirty-seven autopsy specimens. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, 12(1), pp.89-95.

Rohlmann, A. et al., 2010. A probabilistic finite element analysis of the stresses in the augmented vertebral body after vertebroplasty. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 19(9), pp.1585-95.

Ryu, K.-S. et al., 2010. Therapeutic efficacy of injectable calcium phosphate cement in osteoporotic vertebral compression fractures: prospective nonrandomized controlled study at 6-month follow-up. *World neurosurgery*, 73(4), pp.408-11.

S

Sánchez-Riera, L. et al., 2010. Osteoporosis and fragility fractures. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 24(6), pp.793-810.

Schmidt, H. et al., 2013. What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades? *Journal of Biomechanics*, 46(14), pp.2342-2355.

Schumacher, M. et al., 2013. A novel and easy-to-prepare strontium(II) modified calcium phosphate bone cement with enhanced mechanical properties. *Acta biomaterialia*, 9(7), pp.7536-44.

Seitz, H. et al., 2004. Rapid Prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. *International Congress Series*, 1268, pp.567-572.

Shahar, R. et al., 2007. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry. *Journal of biomechanics*, 40(2), pp.252-264.

Sharir, A., Barak, M.M. & Shahar, R., 2008. Whole bone mechanics and mechanical testing. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 177(1), pp.8-17.

Song, Z.-L. et al., 2013. The clinical significance of rapid prototyping technique in complex spinal deformity surgery—Case sharing and literature review. *Formosan Journal of Musculoskeletal Disorders*, 4(3), pp.88-93.

Sun, K. & Liebschner, M.A.K., 2004. Evolution of Vertebroplasty: A Biomechanical Perspective. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(1), pp.77-91.

T

Tarsuslugil, S.M. et al., 2013. Development of calcium phosphate cement for the augmentation of traumatically fractured porcine specimens using vertebroplasty. *Journal of biomechanics*, 46(4), pp.711-5.

Tate, P., 2012. Seeley's Principles of Human Anatomy & Physiology. In McGraw-Hill.

Tawara, D. et al., 2010. Mechanical evaluation by patient-specific finite element analyses demonstrates therapeutic effects for osteoporotic vertebrae. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 3(1), pp.31-40.

Teixeira Dias, F. et al., 2010. Método dos Elementos Finitos, ETEP- Edições Técnicas e Profissionais.

Teoh, S.H. & Chui, C.K., 2008. Bone material properties and fracture analysis: needle insertion for spinal surgery. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(2), pp.115-139.

Tortora, G.J. & Nielsen, M.T., 2012. Principles of Human Anatomy. In John Wiley & Sons, Inc.

Tsouknidas, A. et al., 2013. The effect of kyphoplasty parameters on the dynamic load transfer within the lumbar spine considering the response of a bio-realistic spine segment. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 28(9-10), pp.949-55.

U

V

Vallejo, R. & Benyamin, R.M., 2010. Vertebral augmentation techniques for the treatment of vertebral compression fractures: A review. *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*, 14(3), pp.133-141.

Vaz, Â.A.P. et al., 2001. Use of interferometric techniques for measuring the displacement field in the plane of a part-through crack existing in a plate. , 78, pp.4-7.

Villarraga Ph D, L.M. et al., 2004. [Stress levels in bones and bone cement in the thoracolumbar spine after kyphoplasty. Finite element study]. *Der Orthopäde*, 33(1), pp.48-55.

W

Wang, Y. et al., 2011. The osseous endplates in lumbar vertebrae: thickness, bone mineral density and their associations with age and disk degeneration. *Bone*, 48(4), pp.804-9.

WHO, 2007. WHO Scientific Group on the assessment of osteoporosis at primary health care level.

Winder, J. & Bibb, R., 2005. Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(7), pp.1006-1015.

X

Y

Z

Zeinali, A., Hashemi, B. & Akhlaghpour, S., 2010. Noninvasive prediction of vertebral body compressive strength using nonlinear finite element method and an image based technique. *Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, 26(2), pp.88-97.

Zhang, J. et al., 2014. Calcium phosphate cements for bone substitution: chemistry, handling and mechanical properties. *Acta biomaterialia*, 10(3), pp.1035-49.

Zhang, J.T., Tancrét, F. & Bouler, J.M., 2011. Fabrication and mechanical properties of calcium phosphate cements (CPC) for bone substitution. *Materials Science and Engineering: C*, 31(4), pp.740-747.

Zhang, L. et al., 2010. The biomechanical effects of osteoporosis vertebral augmentation with cancellous bone granules or bone cement on treated and adjacent non-treated vertebral bodies: a finite element evaluation. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(2), pp.166-172.

Zheng, W.X. et al., 2012. Sex assessment using measurements of the first lumbar vertebra. *Forensic science international*, 219(1-3), pp.285.e1-5.

Zoarski, G.H., Stallmeyer, M.J.B. & Obuchowski, A., 2002. Percutaneous vertebroplasty: A to Z. *Techniques in vascular and interventional radiology*, 5(4), pp.223-38.