



Universidade de Aveiro Departamento de Engenharia Mecânica  
Ano 2018

**FLÁVIA ISABEL  
CUNHA GONÇALVES**

**ESTUDO COMPARATIVO DO COMPORTAMENTO  
MECÂNICO DA VÉRTEBRA APÓS  
VERTEBROPLASTIA**





**FLÁVIA ISABEL  
CUNHA GONÇALVES**

**ESTUDO COMPARATIVO DO COMPORTAMENTO  
MECÂNICO DA VÉRTEBRA APÓS  
VERTEBROPLASTIA**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e Professora Doutora Joana da Costa Reis, Professora Auxiliar do Departamento de Medicina Veterinária da Universidade de Évora.

O autor agradece o apoio financeiro ao projeto FCT/FEDER POCI-01-0145-FEDER-032486 do programa COMPETE-FEDER e ao projeto PTDC / EMS-TEC / 3263/2014 da Fundação para a Ciência e Tecnologia I.P. (FCT, IP).



Dedico este trabalho à minha família pelo seu apoio e encorajamento incansáveis.



## **O júri / The jury**

### **Presidente / President**

Prof. Doutor Alfredo Manuel Balacó de Morais  
Professor Associado da Universidade de Aveiro

### **Vogais / Committee**

Prof. Doutor José António Oliveira Simões  
Professor Coordenador com agregação da Escola Superior de Artes e Design de  
Matosinhos

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos  
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (Orientador)



## Agradecimentos / Acknowledgements

Deixo aqui o meu agradecimento a todas as pessoas que, das várias maneiras possíveis, contribuíram para a elaboração desta dissertação.

Dentro do foro académico e no que diz respeito ao desenvolvimento do trabalho, agradeço ao meu orientador Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos pela sua orientação, pelos seus conselhos, disponibilidade e paciência e profissionalismo e à Doutora Professora Joana Reis pela disponibilidade dos dados necessários à realização do trabalho e pela sua prontidão em ajudar. Gostaria também de agradecer ao Eng. António Festas pela sua colaboração na maquinagem dos componentes do molde e ao Eng. Ricardo Beja pela colaboração para a realização dos ensaios de compressão.

Em relação aos agradecimentos pessoais, não posso deixar de agradecer a todas as pessoas que passaram pela minha vida académica e deixaram um pouco de si, que me inspiraram e motivaram para evoluir tanto a nível académico, como também, e sendo até mais importante, a nível pessoal.

Às minhas amigas que habitaram comigo no Topo B e aos meus amigos que me acompanharam de forma mais constante e próxima (Miguel Santos, Tiago Rodrigues, Carlos Almeida, Rafael Ferreira e Fábio Damas) agradeço o companheirismo, a cumplicidade, a amizade, o apoio, as noites de estudo, as outras noites, as aventuras que passamos juntos e por fim a paciência que tiveram comigo. Em especial ao Miguel, o meu braço direito, incentivador incansável e fonte de admiração.

Um agradecimento especial à minha estimada amiga Catarina Cardoso pela sua amizade e apoio e pelas suas palavras, sempre sábias e guiadoras. Aos meus amigos Ana Rita Carmo, João Catalão e Sara Matos, que há longos anos estimo, agradeço o apoio e a motivação para esta jornada, demonstrando sempre uma amizade consistente e inquebrável. O meu olhar para com eles é e será sempre de admiração e gratidão.

Por último, mas mais importante, fica aqui o meu eterno agradecimento à minha família, pelo seu suporte. Em especial aos meus avós, aos meus pais, ao meu irmão, à minha cunhada e ao meu sobrinho a quem eu devo tudo. Que sempre se esforçaram para que nunca me faltassem as ferramentas para o meu desenvolvimento, e sempre me deram o seu carinho, apoio e amor, fazendo-me acreditar que o que parece impossível, com muito trabalho, persistência e uma pitada de sorte, torna-se tangível.



## Palavras-chave

Biomecânica; Vértebra lombar; Fratura de compressão; Vertebroplastia Percutânea; Cimento Ósseo.

## Resumo

As fraturas de compressão vertebral (VCFs) causam reduções do corpo vertebral e são mais incidentes na zona torácico-lombar. As VCFs são causadas maioritariamente por hiperflexão e são a consequência mais comum da osteoporose. Na Europa a taxa de incidência anual das VCFs é de 1.1% nas mulheres e 0.6% nos homens na faixa etária entre os 50 e os 79 anos. A vertebroplastia percutânea é uma cirurgia minimamente invasiva cujo objetivo é o alívio da dor causada por estas fraturas e a estabilização das mesmas. Para tal é injetado um cimento ósseo no local da fratura. Duas das complicações desta cirurgia são o extravasamento do cimento ósseo e a ocorrência de fraturas adjacentes. Os cimentos ósseos têm propriedades mecânicas diferentes do osso e, portanto, existe alteração da biomecânica da vértebra.

O trabalho tem como objetivo fazer um estudo comparativo do comportamento mecânico da vértebra após a vertebroplastia. Para tal foi desenvolvido um modelo numérico de uma vértebra L4 de ovelha Merino a partir de TACs. Através de um modelo de elementos finitos foram aplicadas cargas axiais e condições fronteira de modo a repercutir as condições de um estudo experimental prévio e comparados os resultados numéricos e experimentais. Foram também comparadas as deformações e tensões principais e deslocamentos do osso esponjoso, do osso cortical e do cimento ósseo, para os casos da vértebra intacta, com defeito e cimentada para uma condição de carga fisiológica. Adicionalmente, foi feita uma simulação com um cimento acrílico standard (ABC) de forma a estabelecer uma comparação com o cimento de sulfato de cálcio (CSC) usado nos ensaios experimentais.

O modelo de elementos finito foi validado. Os resultados permitiram concluir que a rigidez da vértebra é um parâmetro muito dependente das características mecânicas do cimento. O cimento com menor módulo de elasticidade apresentou uma menor alteração na rigidez em relação à vértebra intacta. Foi também possível observar algum efeito de stress shielding.



## Keywords

Biomechanics; Lumbar Vertebrae; Vertebral Compression Fracture; Compression Fractures; Percutaneous Vertebroplasty; Bone Cement.

## Abstract

Compression vertebral fractures (VCFs) cause vertebral body reduction and mostly occur in thoracic-lumbar region. VCFs are caused by hyperflexion and they are the most common consequence of osteoporosis disease. In Europe, the annual incidence rate of these fractures is 1.1% in women and 0.6% in men between 50 and 79 year old. Percutaneous Vertebroplasty is minimal invasive surgery that aims to reduce back pain and stabilize the fracture. To fulfill that purpose, a bone cement is injected in the fractured local. The leakage of the cement and adjacent vertebrae failure are two of percutaneous vertebroplasty complications. Bone cements have different mechanical properties from bones and it causes changes in vertebrae biomechanics. In some studies its said that adjacent vertebrae failure is not clear, but it's possible that the increase of vertebrae stiffness changes the load transfer in the adjacent vertebrae causing its failure. However, this fractures occur also in patients who didn't underwent VP witch suggests that the fracture's origin is the low density bone.

The aim of this study is to make a comparative analysis of the mechanical behavior study of vertebrae after vertebroplasty. A numeric model of a lumbar Merino sheep vertebra (L4) was developed using CT scan images. An axial load and border conditions was applied in a finite element model to simulate previous experimental conditions. numerical and experimental results were compared to conclude about the numeric model validation. Principal deformations and stresses in cancellous and cortical bone and in the bone cement were compared for intact, deformed and cemented models witch underwent a physiological load. Additionally, a simulation was made using a PMMA standard (ABC) to compare the results with calcium sulfate cement (CSC), the cement used experimentally. The finite element model was validated. The results allowed to conclude that the vertebrae stiffness is a parameter highly dependable on the cement mechanical properties. The cement with lower elastic modulus showed less stiffness variation comparing to the healthy vertebrae. A stress shielding effect was observed.



## CONTEÚDO

|  |     |
|--|-----|
| LISTA DE FIGURAS .....                                     | III |
| LISTA DE TABELAS.....                                      | VII |
| LISTA DE ABREVIATURAS.....                                 | IX  |
| INTRODUÇÃO .....   | 1   |
| 1.1. ENQUADRAMENTO.....                                    | 1   |
| 1.2. OBJETIVOS.....  | 2   |
| 1.3. ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO .....                        | 2   |
| ANATOMIA DAS VÉRTEBRAS.....                                | 3   |
| 2.1. COLUNA VERTEBRAL .....                                | 3   |
| 2.2. CARACTERÍSTICAS GERAIS DAS VÉRTEBRAS.....             | 4   |
| 2.3. VÉRTEBRAS CERVICAIS .....                             | 6   |
| 2.4. VÉRTEBRAS TORÁCICAS.....                              | 8   |
| 2.5. VÉRTEBRAS LOMBARES .....                              | 8   |
| 2.6. VÉRTEBRAS SACRAIS .....                               | 9   |
| 2.7. VÉRTEBRAS COCCÍGEAS.....                              | 10  |
| 2.8. CURVATURAS DA COLUNA VERTEBRAL .....                  | 10  |
| 2.9. SÍNTESE DO CAPÍTULO.....                              | 11  |
| PATOLOGIAS VERTEBRAIS.....                                 | 13  |
| 3.1. FRATURAS DE COMPRESSÃO.....                           | 13  |
| 3.2. ENVELHECIMENTO DAS VÉRTEBRAS .....                    | 16  |
| 3.3. OSTEOPOROSE NO CORPO VERTEBRAL.....                   | 17  |
| 3.4. FRATURAS ASSOCIADAS A TUMORES .....                   | 18  |
| 3.5. VÉRTEBRAS AFETADAS.....                               | 19  |
| 3.6. SISTEMA DE CLASSIFICAÇÃO DE FRATURAS VERTEBRAIS ..... | 19  |
| 3.7. SÍNTESE DO CAPÍTULO.....                              | 22  |
| VERTEBROPLASTIA PERCUTÂNEA .....                           | 23  |
| 4.1. TÉCNICA CIRÚRGICA.....                                | 23  |
| 4.2. TIPO DE ABORDAGEM CIRÚRGICA .....                     | 26  |
| 4.3. COMPLICAÇÕES.....                                     | 27  |
| 4.4. CIMENTOS ÓSSEOS.....                                  | 29  |
| 4.5. SÍNTESE DO CAPÍTULO.....                              | 34  |

|   |           |
|---|-----------|
| <b>TRABALHO EXPERIMENTAL.....</b>   | <b>37</b> |
| 5.1 <b>ENSAIOS EXPERIMENTAIS.....</b>   | <b>37</b> |
| 5.2 <b>CARACTERIZAÇÃO DO CIMENTO ÓSSEO.....</b>                                 | <b>41</b> |
| <b>MODELOS NUMÉRICOS DA VÉRTEBRA LOMBAR.....</b>                                | <b>45</b> |
| 6.1 <b>REVISÃO DE TRABALHOS.....</b>  | <b>45</b> |
| 6.2 <b>MODELOS GEOMÉTRICOS.....</b>   | <b>50</b> |
| 6.3 <b>MODELO DE ELEMENTOS FINITOS.....</b>                                     | <b>52</b> |
| <b>RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>  | <b>57</b> |
| 7.1.1 <b>VALIDAÇÃO.....</b>   | <b>57</b> |
| 7.1.2 <b>COMPARAÇÃO DA RIGIDEZ APARENTE.....</b>                                | <b>59</b> |
| 7.1.3 <b>RESULTADOS NUMÉRICOS NOS SEGMENTOS 2 E 4 DO CORTE MEDIAL.....</b>      | <b>60</b> |
| 7.1.4 <b>RESULTADOS NUMÉRICOS NOS SEGMENTOS 1 E 3 DO CORTE TRANSVERSAL.....</b> | <b>63</b> |
| 7.1.5 <b>COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DOS SEGMENTOS 5 E 6.....</b>                 | <b>65</b> |
| 7.1.6 <b>COMPARAÇÃO QUALITATIVA DAS DEFORMAÇÕES NO OSSO ESPONJOSO.....</b>      | <b>66</b> |
| 7.1.7 <b>DISCUSSÃO DOS RESULTADOS NUMÉRICOS.....</b>                            | <b>67</b> |
| <b>CONCLUSÃO.....</b>   | <b>71</b> |
| 8.1 <b>CONCLUSÕES.....</b>  | <b>71</b> |
| 8.2 <b>TRABALHOS FUTUROS.....</b>   | <b>72</b> |
| <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>  | <b>73</b> |
| <b>ANEXOS.....</b>  | <b>77</b> |

## LISTA DE FIGURAS

|   |    |
|---|----|
| Figura 2.1.1- <b>A:</b> Elementos constituintes da coluna adaptado de [2]; <b>B:</b> Coluna vertebral adaptado de [3].  | 3  |
| Figura 2.2.1- Características gerais da vértebra (vista superior). Adaptado de [3].   | 5  |
| Figura 2.3.1- Características estruturais da 7ª vértebra cervical. [5]  | 6  |
| Figura 2.3.2- Características estruturais da Atlas; A- vista superior; B- Atlas e Áxis (corte mediano). Adaptado de [5].  | 7  |
| Figura 2.3.3- Características estruturais da Áxis; A -vista anterior; B- póstero-superior; adaptado de [5].   | 7  |
| Figura 2.4.1- Características estruturais da vértebra torácica. [5].  | 8  |
| Figura 2.5.1- <b>A:</b> 10ª-12ª vértebras lombares (vista látero-posterior) e 1ªe 2ª vértebras Lombares; <b>B:</b> 4ª vértebra lombar (vista superior); <b>C:</b> 5ª vértebra lombar (vista medial com corte mediano); <b>D:</b> 4ª vértebra lombar (vista anterior). Adaptado de [5] | 9  |
| Figura 2.6.1- Características estruturais do Sacro. Adaptado de [5].  | 10 |
| Figura 2.7.1- Características estruturais das vértebras Coccígeas. Adaptado de [5].   | 10 |
| Figura 2.8.1- Curvaturas da coluna vertebral. Adaptado de [4].  | 11 |
| Figura 3.1.1- Fratura de compressão (esquema). [8]  | 13 |
| Figura 3.1.2- Mecanismo de fratura. Adaptado de [8], [9].   | 14 |
| Figura 3.1.3 - Balanço de forças a atuar na coluna vertebral; <b>A-</b> Caso de coluna estável; <b>B-</b> Com VCF; <b>C-</b> Com VCF e osteoporose. Adaptado de [9].  | 15 |
| Figura 3.1.4- Incidência de fraturas vertebrais em função da idade e género.[13]  | 15 |
| Figura 3.2.1- Vista em corte no plano medial de vértebra lombar mostrando a concavidade das superfícies superior e inferior. Adaptado de [4].   | 16 |
| Figura 3.2.2- Vista ântero-superior esquerda. * indicam as zonas onde se encontram osteófitos Adaptado de [4].  | 17 |
| Figura 3.6.1- Tabelas de classificação de Denis [19].   | 20 |
| Figura 3.6.2- Tipos de fraturas de compressão. <b>A:</b> Tipo A0; <b>B:</b> Tipo A1; <b>C:</b> Tipo A2; <b>D:</b> Tipo A3; <b>E:</b> Tipo A4. Adaptado de [18].   | 21 |
| Figura 4.1.1- <b>A</b> Técnica de cifoplastia. Adaptado de [26]; <b>B:</b> Técnica de Skyfoplastia; <b>C-</b> Sky Bone Spander. Adaptados de [25];  | 24 |
| Figura 4.1.2- Posição de decúbito ventral. Adaptado de [27]   | 25 |
| Figura 4.2.1- Abordagem transpedicular.[9]  | 26 |
| Figura 4.2.2 - Abordagem Parapedicular [9]  | 27 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 5.1.1- Deformações interligadas criadas. [53].....   | 38 |
| Figura 5.1.2- Orientação dos instrumentos de cirúrgicos. A) vista do plano transverso; B) Vista do plano frontal [54].....  | 39 |
| Figura 5.1.3 - Ensaio de compressão. Adaptado de [55]. Esquemática e fotografia do ensaio experimental.....   | 40 |
| Figura 5.1.4- Resultado do ensaio de compressão para a vértebra L4 intacta (AL4). ....  | 40 |
| Figura 5.1.5- Resultado do ensaio de compressão para a vértebra L4 com defeito (BL4). ....  | 40 |
| Figura 5.1.6 - Resultado do ensaio de compressão para a vértebra L4 com Cerament(CL4). ....   | 41 |
| Figura 5.2.1 - Procedimento de para caracterização do cimento. 1-consulta da norma; 2-Obtenção do modelo CAD do molde; 3- Elaborar desenhos técnicos; 4-Obtenção do molde após a maquinagem; 5- Preparação do cimento ósseo Cerament <sup>®</sup> ; 6- Preparação dos espécimes; 7- Obtenção dos espécimes; 8- Ensaios de compressão; 9- Obtenção das propriedades mecânicas.....   | 42 |
| Figura 5.2.2 - Gráfico elaborado a partir dos dados extraídos do ensaio de compressão de um dos provetes.....   | 42 |
| Figura 6.1.1- Esquemática da metodologia de validação de Kinzl et al [56]. À esquerda, experimental e à direita a numérica.....   | 46 |
| Figura 6.1.2 - Resultados representativos da validação dos resultados numéricos.....  | 47 |
| Figura 6.1.3 - Comparação de pressões do estudo experimental e numérico em vértebras injetadas com cimento standard e de baixo módulo de elasticidade. ....   | 47 |
| Figura 6.1.4 - Casos de estudo Adaptado de [58].....  | 48 |
| Figura 6.1.5 - Comparação das tensões de Von Mises, para todos os modelos, para o osso cortical (em cima) e para o osso esponjoso (em baixo). Adaptado de [58] .....  | 49 |
| Figura 6.1.6 - Deslocamento máximo em compressão para cada um dos modelos. Adaptado de [58].<br>.....   | 49 |
| Figura 6.2.1- Procedimento para a obtenção de resultados numéricos. ....  | 50 |
| Figura 6.2.2 - Segmentação das imagens DICOM; Imagem inicial; ao centro a máscara do osso cortical; Máscara de toda a geometria; Máscara do osso esponjoso; Máscara do defeito ósseo .....  | 51 |
| Figura 6.2.3 - Malhas obtidas após a segmentação; Do osso cortical à esquerda; Do osso esponjoso ao meio; Do defeito à direita. ....  | 51 |
| Figura 6.2.4- Imagem de TAC com de vértebra cimentada.....  | 52 |
| Figura 6.2.5- Modelos geométricos; A-vértebra intacta (AL4); B-vértebra com defeito (BL4); C- cimentada (volume cimento=defeito) (CL4); D- cimentada (volume cimento>defeito (CL4#)). ....  | 52 |
| Figura 6.3.1 - Geração da malha para os modelos. À esquerda: vista isométrica; À direita: seção no plano medial.....  | 54 |
| Figura 6.3.2 - Segmentos do osso cortical, esponjoso, e cimentos ósseos em estudo. Em cima numa vista isométrica e em baixo uma vista ortogonal ao segmento. 1-Segmento do corte transversal no osso cortical; 2- Segmento do corte medial no osso cortical; 3- Segmento do corte transversal no osso esponjoso; 4- Segmento do corte medial no osso esponjoso; 5- Segmento do corte transversal no osso esponjoso para o caso BL4; - Segmento do corte transversal no cimento ósseo para os casos CL4 e DL4..... | 55 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 7.1.1.1 - Correção do gráfico carga vs deslocamento do ensaio experimental da vértebra intacta (AL4).....  | 58 |
| Figura 7.1.1.2 - Correção do gráfico carga vs deslocamento do ensaio experimental da vértebra com defeito (BL4).....  | 58 |
| Figura 7.1.1.3 - Correção do gráfico carga vs deslocamento do ensaio experimental da vértebra cimentada (CL4).....  | 58 |
| Figura 7.1.3.1 - Gráfico das Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) da vértebra ao longo do corte no plano medial no osso esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament <sup>®</sup> (CL4) e cimentada com Vertecem <sup>®</sup> .....  | 60 |
| Figura 7.1.3.2 - Gráfico do deslocamento axial ( $U_z$ ) ao longo do corte no plano medial no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament <sup>®</sup> (CL4) e cimentada com Vertecem <sup>®</sup> (DL4).....  | 61 |
| Figura 7.1.3.3 - Gráfico das deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) ao longo do corte no plano medial no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament <sup>®</sup> (CL4) e cimentada com Vertecem <sup>®</sup> (DL4).....  | 62 |
| Figura 7.1.3.4 - Gráfico das tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) ao longo do corte no plano medial no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament <sup>®</sup> (CL4) e cimentada com Vertecem <sup>®</sup> (DL4).....  | 62 |
| Figura 7.1.4.1 - Gráfico das Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso Esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament <sup>®</sup> (CL4) e cimentada com Vertecem <sup>®</sup> (DL4).....  | 63 |
| Figura 7.1.4.2 - Gráfico das Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament <sup>®</sup> (CL4) e cimentada com Vertecem <sup>®</sup> (DL4).....   | 64 |
| Figura 7.1.4.3 - Gráfico das Tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament <sup>®</sup> (CL4) e cimentada com Vertecem <sup>®</sup> (DL4).....   | 64 |
| Figura 7.1.5.1 - Gráfico das Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) no interior no osso esponjoso para o caso de vértebra com defeito (BL4) e na periferia do cimento ósseo para os casos de vértebra cimentada (CL4 e DL4).....   | 65 |
| Figura 7.1.5.2 - Gráfico das Tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) no interior no osso esponjoso para o caso de vértebra com defeito (BL4) e na periferia do cimento ósseo para os casos de vértebra cimentada (CL4 e DL4).....   | 66 |
| Figura 7.1.6.1 - Comparação qualitativa das deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) no osso esponjoso e cimento (no caso da sua presença) para os vários modelos no corte medial: AL4: vértebra intacta; BL4: vértebra com defeito; CL4: Vértebra cimentada com Cerament <sup>®</sup> ; DL4: vértebra cimentada com Vertecem <sup>®</sup> ..... | 67 |
| Figura 8.2.1 - Gráfico do deslocamento axial ( $U_z$ ) da vértebra ao longo do corte no plano medial no osso esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament <sup>®</sup> (CL4) e cimentada com Vertecem <sup>®</sup> (DL4).....   | 77 |



## LISTA DE TABELAS

|   |    |
|---|----|
| Tabela 2.1.1 - Classificação morfológica das vértebras. Adaptado de [1].....  | 4  |
| Tabela 2.9.1 - Síntese das características diferenciadoras das vértebras .....  | 12 |
| Tabela 4.3.1- Volumes vertebrais estimados para as vértebras. Adaptado de [9].....  | 29 |
| Tabela 4.4.1 - Propriedades desejáveis para cimentos ósseos na Vertebroplastia e cifoplastia.<br>Adaptado de [36] e [37] .....  | 30 |
| Tabela 4.4.2- Constituintes do cimento ósseo de um Cimento PMMA e a sua função na mistura.<br>Adaptado de [39] .....  | 32 |
| Tabela 5.1.1- Análise de estatística descritiva dos grupos de vértebras (n=18). [55].....   | 41 |
| Tabela 5.2.1 - Propriedades mecânicas elásticas dos espécimes de cimento ósseo Cerament®<br>aferidos através dos ensaios de compressão.....   | 43 |
| Tabela 6.1.1 - Propriedades usadas no estudo por Liang et al [59].....  | 48 |
| Tabela 6.3.1- Magnitude das forças uniaxiais usadas para cada caso de estudo .....  | 53 |
| Tabela 6.3.2- Magnitude das forças uniaxiais aplicadas e número de elementos gerados para cada<br>caso de estudo para a validação. ....   | 53 |
| Tabela 6.3.3- Magnitude das forças uniaxiais aplicadas e número de elementos gerados para cada<br>caso de estudo para a validação. ....   | 54 |
| Tabela 7.1.1.1 - Tabela dos valores do deslocamento experimental vs numérico para a vértebra<br>intacta (AL4), com defeito (BL4) e cimentada com Cerament®(CL4) e valores dos resultados<br>numéricos para a vértebra cimentada com offset (CL4#) a vértebra cimentada com PMMA (DL4). 59 | 59 |
| Tabela 7.1.2.1 - Resultados do deslocamento no ponto ventral da vértebra a 25% da sua altura e<br>rigidez aparente para os casos de vértebra intacta(AL4), vértebra com defeito(BL4), vértebra<br>cimentada com Cerament®(CL4) e vértebra cimentada com Vertecem®(DL4). ....              | 60 |



## LISTA DE ABREVIATURAS

*VCF - Vertebral Compression Fracture*

*VP - Percutaneous Vertebroplasty*

*ABC - Acrylic Bone Cement*

*CPC - Calcium Phosphate Cement*

*CSC - Calcium Sulfate Cement*

*CIC - Composite Cement*

*TAC - Tomografia axial computadorizada*

*PMMA - Polimetilmetacrilato*

*AL4 - Modelo da vértebra L4 intacta*

*BL4 - Modelo da vértebra L4 com defeito*

*CL4 - Modelo da vértebra L4 cimentada com Cerament<sup>®</sup>*

*CL4# - Modelo da vértebra L4 cimentada com Cerament<sup>®</sup> com offset*

*DL4 - Modelo da vértebra L4 com Vertecem<sup>®</sup>*







# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1. Enquadramento

O aumento da esperança de vida e, por consequência, o aumento da incidência da osteoporose em conjunto com hábitos alimentares inapropriados, tabagismo, entre outros, são fatores que contribuem para o aumento das taxas de incidência das fraturas de compressão vertebral (*VCFs*). Estas fraturas são consequência do enfraquecimento ósseo e também de impactos que envolvam elevadas quantidades de energia. As *VCFs* causam dor e limitam a movimentação do utente, o que, por vezes, conduz a uma intervenção cirúrgica, a vertebroplastia percutânea. Esta técnica cirúrgica, apesar de ser uma cirurgia minimamente invasiva, tem algumas complicações associadas à mesma como por exemplo o derrame do cimento ósseo e o aparecimento de fraturas nas vértebras adjacentes e a causa pode estar associada às características do cimento usado. É por isso importante estudar os cimentos usados nestas cirurgias e as suas performances biomecânicas. As propriedades mecânicas dos cimentos ósseos usados na vertebroplastia percutânea são diferentes das propriedades do osso trabecular e, por isso, após a cirurgia há alteração da biomecânica na coluna vertebral. Alguns autores especulam que as fraturas pós-cirúrgicas nas vértebras adjacentes à restaurada sejam causadas por essa mudança biomecânica. No entanto como estas fraturas são maioritariamente derivadas do enfraquecimento ósseo causado pela osteoporose a razão da ocorrência de fraturas adjacentes pode estar relacionada com a patologia.

Assim sendo, são pertinentes os estudos para avaliar as alterações biomecânicas causadas pela vertebroplastia e a influência dos cimentos ósseos, encontrando-se já alguns trabalhos desenvolvidos e publicados nesta área.

Os estudos numéricos, e particularmente uso do método de análise de elementos finitos, têm-se tornado uma ferramenta de simulação frequentemente usada em diversas áreas, inclusive na área da biomecânica pois permite obter um prognóstico confiável do comportamento mecânico aparente dos corpos vertebrais e informação detalhada da distribuição de tensões e da acumulação de danos no cimento ósseo.

## 1.2. Objetivos

Com base no enquadramento, entende-se que o objetivo desta dissertação é fazer um estudo comparativo do comportamento da vértebra após a vertebroplastia. Para tal estão definidos um conjunto de objetivos:

- Obtenção da geometria da vértebra L4
- Desenvolvimento de um modelo numérico para esta vértebra
- Validação dos resultados através da comparação com dados experimentais
- Formulação de uma análise comparativa para os casos de vértebra intacta, com defeito e cimentada.

Para a realização e cumprimento dos objetivos propostos foram utilizadas ferramentas de processamento e segmentação de imagens, ferramentas de modelação 3D e de simulação numérica através do método de modelos finitos.

## 1.3. Organização do documento

Esta dissertação de mestrado está dividida em oito capítulos, incluindo a introdução. O capítulo 2 começa por uma apresentação da coluna vertebral e as suas estruturas anatómicas.

O capítulo 3 aborda as patologias vertebrais onde são focadas as fraturas vertebrais, as suas causas, taxas de incidência e os sistemas de classificação das mesmas.

No capítulo 4 faz-se uma breve abordagem à vertebroplastia percutânea fazendo uma introdução à técnica cirúrgica, aos tipos de abordagem que podem ser usados, as complicações que advêm desta cirurgia e ainda se expõem os cimentos ósseos que podem ser usados e as suas propriedades.

O procedimento experimental previamente realizado e a caracterização do cimento, que se pretende reproduzir numa análise de elementos finitos é descrito no capítulo 5.

No capítulo 6 são expostos os dois estudos considerados mais relevantes, encontrados na literatura relacionados com modelos numéricos de vértebras lombares descrevendo o método desenvolvimento dos mesmos, o método de obtenção dos modelos sólidos e as propriedades mecânicas usadas e conclusões tiradas dos mesmos. É também feita a descrição do método para a obtenção dos modelos numéricos. É apresentado o procedimento de obtenção dos modelos sólidos em CAD, definidas as propriedades mecânicas atribuídas aos materiais, o tipo de análise e as condições de fronteira.

Os resultados dos numéricos obtidos a partir dos modelos numéricos desenvolvidos estão expostos e discutidos no capítulo 7.

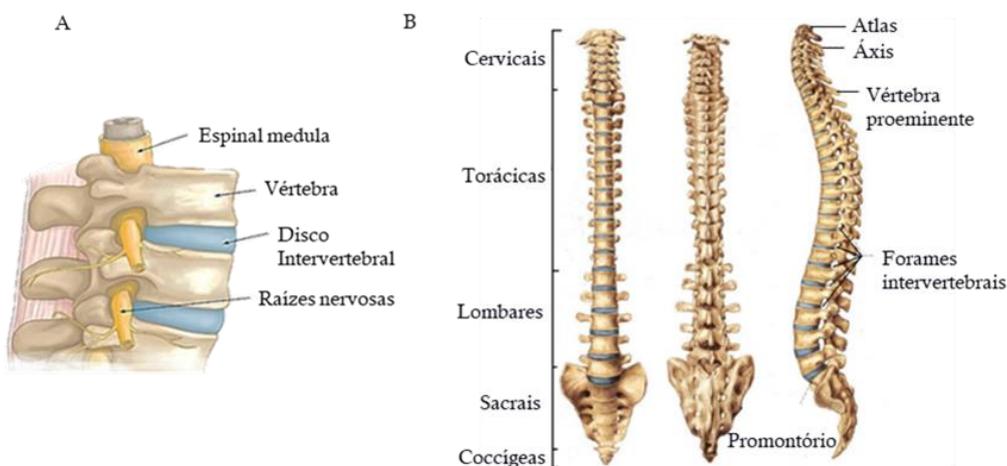
Por fim, no último capítulo encontram-se as conclusões principais retiradas deste estudo e ainda sugestões para trabalhos futuros que poderão ser desenvolvidos para dar complementaridade a este estudo.

## CAPÍTULO 2

### ANATOMIA DAS VÉRTEBRAS

#### 2.1. Coluna vertebral

A coluna vertebral estende-se desde a base do crânio até à extremidade caudal do tronco. É constituída por 33 ou 34 vértebras superpostas e intercaladas por discos intervertebrais, formados por fibrocartilagens. As sobreposições destes ossos criam um canal (canal vertebral) que protege a medula espinal. Outras partes que se integram na coluna são nervos, discos intervertebrais e a medula espinal. Esta é constituída por “cabos elétricos” que percorrem o canal vertebral sendo responsáveis pelo controlo dos músculos de todo o corpo, transmitindo estímulos elétricos do cérebro para os mesmos. As raízes nervosas ramificam-se para fora da medula espinal através das aberturas das vértebras, os forames intervertebrais, tal como ilustrado na *Figura 2.1.1 A*. Os discos intervertebrais são discos que apresentam alguma flexibilidade, planos, redondos e a sua espessura varia ao longo da coluna sendo em média 3.5mm na região cervical, 5 mm na região torácica e 9 mm na lombar [1]. Estes acomodam e fazem a ligação e acoplação entre as vértebras e atuam como amortecedores de choques em várias atividades físicas. As vértebras podem agrupar-se dando origem as vértebras cervicais, torácicas, lombares, sacrais e coccígeas (*Figura 2.1.2 B*). As cervicais são 7 (C1-C7), as torácicas 12 (T1-T12), as lombares 5 (L1-L5), as sacrais 5 e as coccígeas podem ser entre 4 a 5 vértebras. [2]



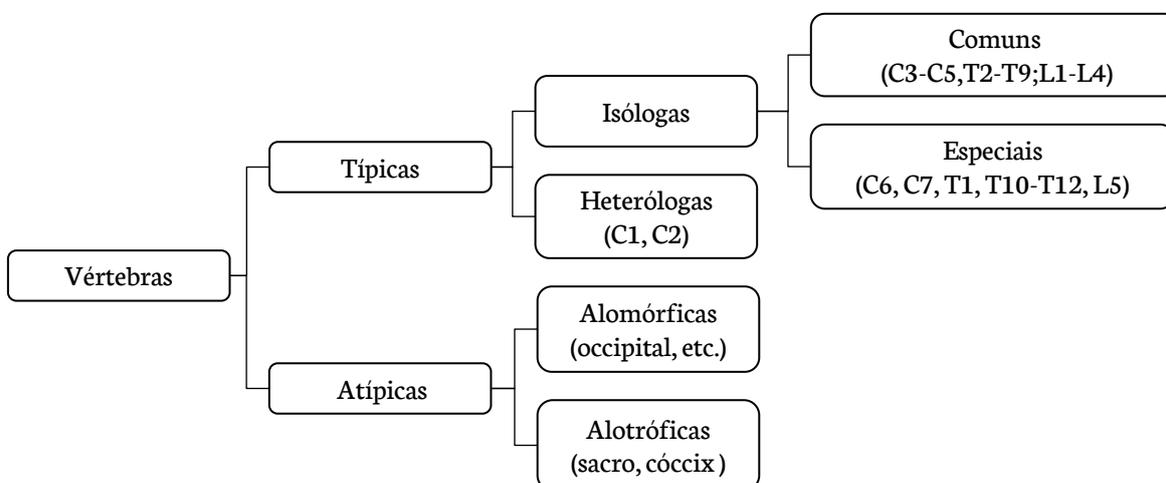
*Figura 2.1.1- A: Elementos constituintes da coluna adaptado de [2]; B: Coluna vertebral adaptado de [3].*

Segundo VanPutte C. et al [3], a coluna vertebral acarreta 5 funções principais. Esta é responsável pelo suporte do peso da cabeça e tronco, pela proteção da medula espinhal, permitir que os nervos espinhais se ramifiquem da medula espinhal, promover espaços a alocação e fixação dos músculos e permitir o movimento da cabeça e tronco.

Segundo a sua morfologia, as vértebras podem ser classificadas como mostra o esquema da Tabela 2.1.1.

Segundo Pina [1] as vértebras típicas ou verdadeiras são independentes e podem dividir-se em vértebras isólogas e heterólogas. As vértebras isólogas assemelham-se às vértebras esquemáticas podendo ser de dois tipos: as vértebras comuns sem características especiais (C3-C5; T2-T9; L1-L4) e as vértebras especiais que apresentam características particulares (C6 e C7; T1 e T10-T12; L5). As vértebras heterólogas diferem um pouco das vértebras esquemáticas, sendo deste tipo a Atlas (C1) e a Áxis (C2). As vértebras atípicas ou soldadas são vértebras em que houve alterações da sua forma e desenvolvimento, afastando-se das vértebras esquemáticas. Estas subdividem-se em alomórficas ou alotróficas. As vértebras alomórficas são caracterizadas por apresentarem alterações na forma, como o sacro e o cóccix. As vértebras alotróficas são caracterizadas por apresentarem alterações do desenvolvimento, como os ossos cranianos (occipital, esfeno-parietal, esfeno-frontal e etmóideo-nasal).

Tabela 2.1.1 - Classificação morfológica das vértebras. Adaptado de [1]



## 2.2. Características gerais das vértebras

Todas as vértebras apresentam corpo, forame vertebral, processo espinhoso, processo transverso, face articular, lâminas e pedículos, como se pode ver na Figura 2.2.1. O conjunto de todos os processos, as lâminas e os pedículos constituem o arco vertebral e a sobreposição de todos os

forames vertebrais origina o canal vertebral [1]. É neste que se localiza a medula espinal e o canal tem a função de proteger a mesma. O arco vertebral circunda a grande abertura, o forame vertebral [3].

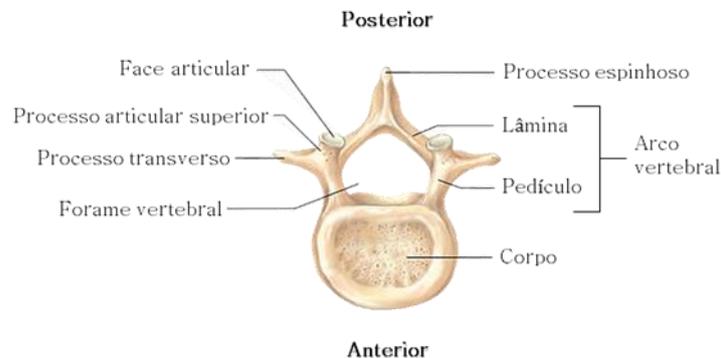


Figura 2.2.1- Características gerais da vértebra (vista superior). Adaptado de [3].

O **corpo** é a parte anterior do osso e é a parte da vértebra com maior proporção. É único e mediano e está voltado para frente, tem a forma de um segmento cilíndrico, com uma face superior, uma face inferior e uma face circunferencial [1]. É a parte da vértebra que confere resistência à coluna vertebral e que sustenta o peso do corpo. O seu tamanho aumenta à medida que se desce na coluna, especialmente da T4 para baixo, pois cada um deles sustenta cada vez mais peso. [3], [4]

O **processo espinhoso** pode ser visto e palpado por ser um conjunto de protuberâncias na linha média das costas [3]. Apresenta a forma de uma espinha, ímpar e mediana que se origina no ângulo de união das lâminas. É a parte do arco ósseo que se situa medialmente e posteriormente [1].

Os **processos transversos** são 2 prolongamentos laterais, direito e esquerdo, que se projetam transversalmente de cada lado do ponto de união do pedículo com a lâmina. [3]

Os **processos articulares** são quatro, dois superiores e dois inferiores. São saliências que se destinam à articulação das vértebras entre si e implantam-se no ponto de união dos pedículos e das lâminas. Os processos articulares superiores articulam-se com os inferiores das vértebras suprajacentes e os superiores articulam-se com os inferiores das vértebras infraquentes [1].

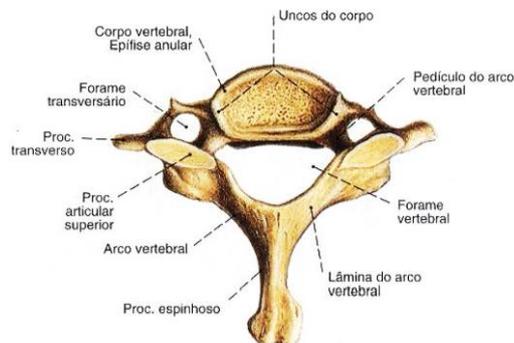
As **lâminas** são duas, uma direita e outra esquerda, que ligam o processo espinhoso ao processo transversos. Têm uma forma quadrilátera e constituem a parede pósterolateral do forame vertebral [1], [3].

Os **pedículos** são duas porções ósseas finas e estreitas, que unem o processo transversos ao corpo vertebral e as lâminas aos processos articulares.

O **forame vertebral** está situado entre o corpo vertebral, anteriormente, e o arco vertebral, lateralmente.

### 2.3. Vértebras cervicais

As sete vértebras cervicais formam a região cervical da coluna vertebral, que encerra a medula espinhal e as meninges. Os seus corpos vertebrais, que se caracterizam por serem muito pequenos, empilhados e posicionados centralmente, sustentam a cabeça. Já as articulações intervertebrais proporcionam a flexibilidade necessária para permitir o posicionamento da cabeça [4]. Distinguem-se das demais pelo seu forame transversário. Cada processo transversário tem um forame transversário pelos quais passam as artérias cerebrais [3]. As vértebras que fazem parte deste grupo são a Atlas (C1), a Áxis (C2), C3, C4, C5, C6 e a sétima vértebra cervical (C7) também designada por vértebra proeminente. A primeira, segunda e sétima vértebra cervical apresentam características especiais. O corpo vertebral das restantes apresenta nas duas extremidades laterais da face superior os uncus do corpo e na face inferior, duas chanfraduras que respondem aos uncus do corpo da vértebra infrajacentes. O forame vertebral é triangular de base anterior [5]. Em algumas destas vértebras o processo espinhoso bifurca-se ao nível do seu vértice, para constituir dois tubérculos, sendo por isso processos bituberculados. Os processos transversários terminam em duas saliências: o tubérculo anterior e o posterior. As lâminas têm uma forma quadrilátera [1]. As características deste tipo de vértebra estão representadas na *Figura 2.3.1*.



*Figura 2.3.1- Características estruturais da 7ª vértebra cervical. [5]*

A Atlas (C1) é a primeira vértebra cervical e foi assim designada por “segurar” a cabeça, tal como Atlas na clássica mitologia segurou o mundo. O movimento entre a Atlas e o osso occipital é responsável pelos movimentos da cabeça que traduzam o “sim” [3]. Estruturalmente, esta vértebra pode ser dividida no arco superior, no arco inferior e nas massas laterais. Esta vértebra é a única que não tem corpo (*Figura 2.3.2*). As suas faces articulares superiores são côncavas e em forma de rim e as inferiores são circulares e quase planas. O arco anterior é mais curto que o posterior e contém na sua face posterior a fôvea do dente da Áxis. O processo espinhoso é representado pelo tubérculo posterior,

os processos articulares face articular superior e inferior, as lâminas pelo arco posterior e os pedículos pelas porções laterais do arco posterior. A atlas é considerada uma vértebra incompleta [1].

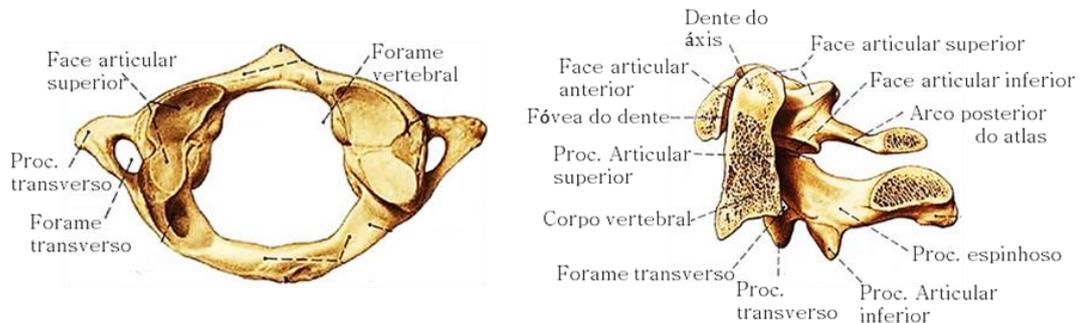


Figura 2.3.2- Características estruturais da Atlas; A- vista superior; B- Atlas e Áxis (corte mediano). Adaptado de [5].

A segunda vértebra, Áxis (C2), tem esta designação devido ao elevado número de rotações que ocorre na mesma. Um exemplo é o movimento da cabeça para acenar um “não”. Esta rotação ocorre sobre um processo designado de Dente, uma protuberância volumosa superior desta vértebra [3]. Esta é a única vértebra que possui o dente que se projeta para cima a partir do corpo, representando o corpo da Atlas. É uma saliência volumosa e vertical constituída pela base, que está fixada ao corpo da Áxis, pelo corpo e por uma porção terminal, o ápice do dente. Este apresenta a face articular anterior, que se articula com o arco anterior da Atlas, e a faceta articular posterior, que dá inserção ao ligamento transversos [1].

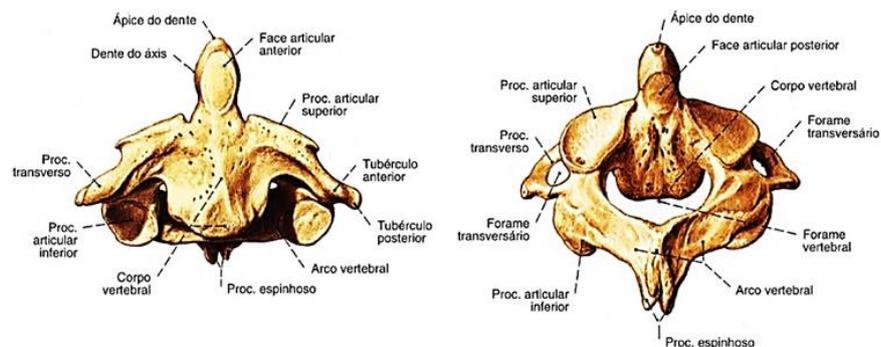
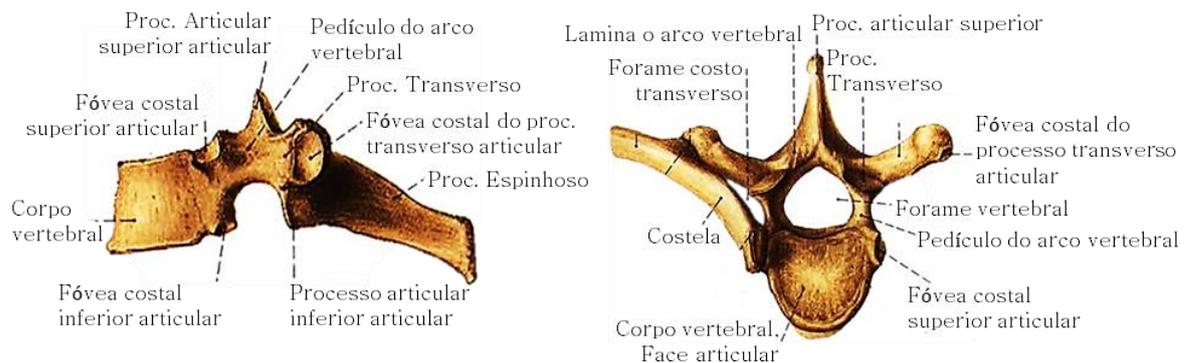


Figura 2.3.3 - Características estruturais da Áxis; A -vista anterior; B- pótero-superior; adaptado de [5].

A sétima vértebra cervical (C7) tem o processo espinhoso muito desenvolvido, saliente e unituberculado e os processos transversos apresentam um forame transversário pouco desenvolvido. O corpo vertebral pode apresentar uma pequena face articular para a cabeça da primeira costela [1].

## 2.4. Vértebras torácicas

As vértebras torácicas - também designadas vértebras dorsais - são 12 e situam-se na parte inferior das costas entre o tórax e o sacro. Distinguem-se das demais pela presença de fôveas costais no corpo vertebral, onde se articulam com a cabeça das costelas como representado na *Figura 2.4.1*. Possuem processos finos e longos direcionados inferiormente. Têm também facetas articulares extra nas superfícies laterais para se articularem com as costelas [3]. Devido ao aumento da carga que estas suportam, da mais superior à mais inferior, têm corpos vertebrais massivos e espessura elevada em relação ao corte no plano mediano.



*Figura 2.4.1- Características estruturais da vértebra torácica. [5]*

## 2.5. Vértebras lombares

As vértebras lombares são 5 e podem ser diferenciadas das demais por não possuírem forames no processo transversos e pelas suas fôveas costais no corpo vertebral. Têm um processo transversos largo, pesado, retangular e espesso. O processo espinhoso é fortemente inclinado para baixo. As ruturas nos discos intervertebrais são mais comuns nesta região da coluna devido ao facto destas vértebras terem corpos maciços e estarem sujeitas a elevadas cargas. As fôveas articulares superiores das vértebras lombares encontram-se na zona medial, enquanto que as fôveas articulares inferiores se localizam lateralmente. Este arranjo tende a "bloquear" vértebras lombares adjacentes, passando mais carga para a parte lombar da coluna vertebral. As fôveas articulares da coluna vertebral têm uma posição mais "aberta" noutras regiões, permitindo mais movimento rotacional, mas menos estabilidade do que na região lombar [3].

A L4 suporta o peso do corpo e aguenta a compressão vertical da espinha acima desta, o que coloca bastante pressão nos discos intervertebrais supra e subjacentes a esta vértebra. O processo espinhoso retangular e quase horizontal é então substancial para balancear a elevada força dos músculos exercida na vértebra [6].

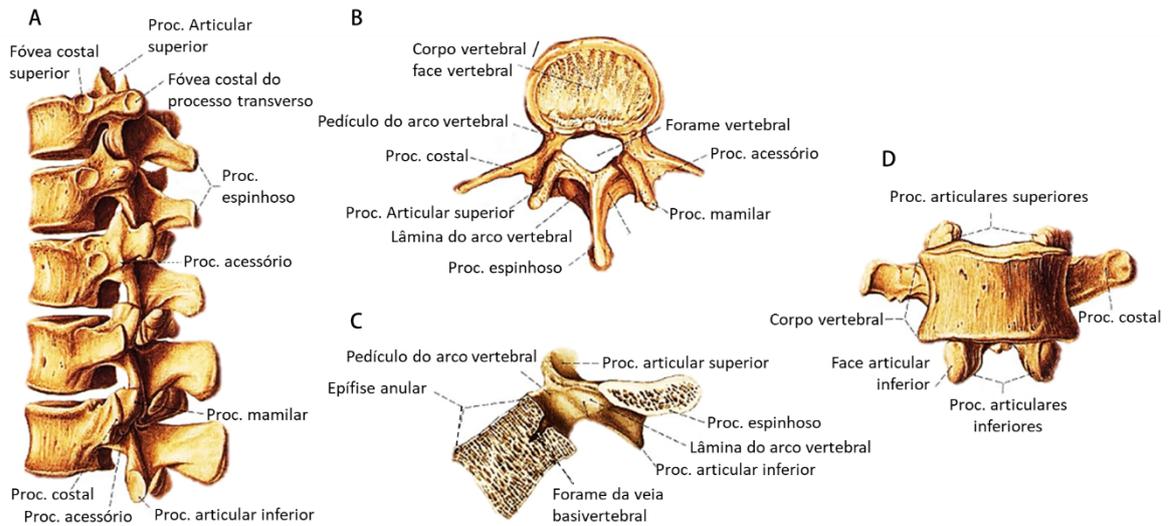


Figura 2.5.1- **A:** 10<sup>a</sup>-12<sup>a</sup> vértebras lombares (vista látero-posterior) e 1<sup>a</sup>e 2<sup>a</sup> vértebras Lombares; **B:** 4<sup>a</sup> vértebra lombar (vista superior); **C:** 5<sup>a</sup> vértebra lombar (vista medial com corte mediano); **D:** 4<sup>a</sup> vértebra lombar (vista anterior). Adaptado de [5]

A L5 é a maior e a mais inferior das vértebras lombares e assim sendo é a que mais suporta o peso do corpo de todas as 23 vértebras acima dela na coluna vertebral. Mas apesar de ser a maior e mais robusta vértebra é a mais suscetível a lesões relacionadas com a carga suportada [6].

## 2.6. Vértebras sacrais

O sacro é constituído por cinco vértebras fundidas. Os processos espinhosos das primeiras quatro vértebras sacrais formam a crista sacral mediana. O processo espinhoso da quinta vértebra não se forma, deixando assim o hiato sacral no acabamento inferior do sacro, onde é normalmente é injetada a anestesia para os partos. A borda anterior do corpo da primeira vértebra sacral protraí para formar o promontório (Figura 2.6.1). É usado como ponto de referência para determinar se as aberturas pélvicas são grandes o suficiente para permitir o parto vaginal normal de um bebê. Este osso apresenta uma forma de pirâmide quadrangular achatada no sentido ântero-posterior, formando, em conjunto com a 5<sup>a</sup> vértebra lombar, o promontório. [3]

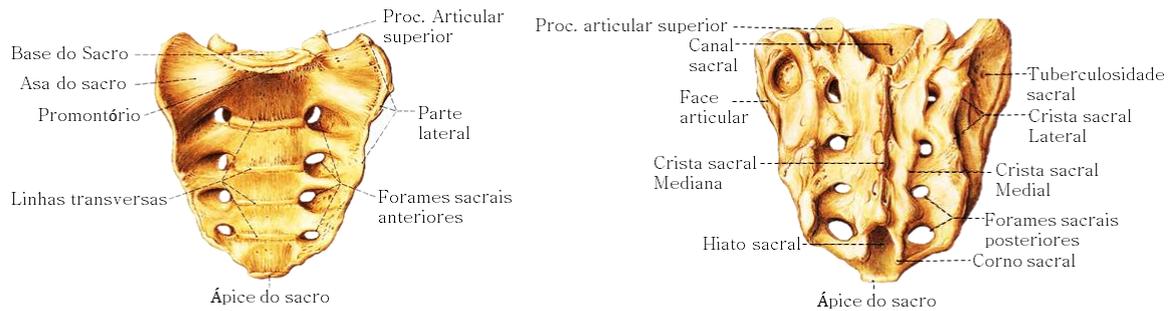


Figura 2.6.1- Características estruturais do Sacro. Adaptado de [5].

## 2.7. Vértebras coccígeas

O Cóccix é constituído por 4 ou 5 vértebras coccígeas que estão soldadas entre si. Estas não têm a estrutura típica da maioria das outras vértebras. Consistem em corpos vertebrais extremamente reduzidos, sem o forame ou processos. É um pequeno osso triangular situado na extremidade caudal da coluna vertebral como se pode ver na (Figura 2.7.1). Em situações de queda e de sentamentos abruptos sobre superfícies rígidas ou durante o parto o cóccix é facilmente fraturado [1], [3].

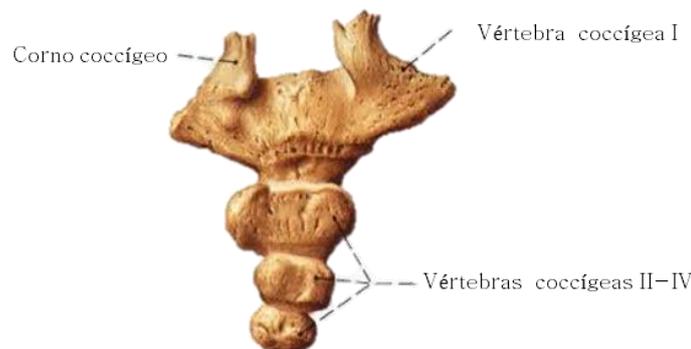


Figura 2.7.1- Características estruturais das vértebras Coccígeas. Adaptado de [5].

## 2.8. Curvaturas da coluna vertebral

A coluna vertebral de um adulto tem 4 curvaturas que estão presentes nas regiões cervical, torácica, lombar e sacral. As cifoses torácica e sacral formam uma curvatura concava anteriormente enquanto que as lordoses são concavas posteriormente. Quando a superfície anterior do tronco é observada de uma vista lateral, estas curvaturas normais da coluna vertebral são facilmente perceptíveis.

As cifoses torácica e sacral são curvaturas primárias pois desenvolvem-se numa fase fetal estando relacionadas com a posição fetal. Estas curvaturas primárias são mantidas ao longo da vida por consequência das diferenças de alturas anterior e posterior das vértebras. As lordoses cervical e lombar são curvaturas secundárias que resultam da extensão da posição fetal de flexão. Começam a desenvolver-se numa fase fetal mais tardia, sendo apenas notórias durante a infância. As curvas secundárias são mantidas, maioritariamente pelas diferenças de espessuras entre as partes anteriores e posteriores dos discos intervertebrais. [4]



Figura 2.8.1- Curvaturas da coluna vertebral. Adaptado de [4]

Estas curvaturas conferem à coluna vertebral um aumento de flexibilidade, isto é, um aumento da resistência à absorção de impactos que é garantida pelos discos intervertebrais. Quando a carga suportada pela coluna vertebral é consideravelmente marcada, tanto os discos intervertebrais como as curvaturas flexíveis são comprimidas tornando-se mais acentuadas. Enquanto que a flexibilidade providenciada pelos discos é passiva e limitada pela articulação zigapofisária e ligamentos longitudinais, a flexibilidade providenciada pelas curvaturas é ativa, dinâmica sendo assegurada pela pelos grupos de músculos antagónicos ao movimento.[4]

## 2.9. Síntese do capítulo

A coluna vertebral é constituída por vértebras. Estas têm a função sustentar o corpo humano e protegem a espinal medula, responsável por transmitir os estímulos responsáveis pelo controlo motor de todo o corpo. Estas podem ser subdivididas e agrupadas em vértebras cervicais, torácicas, lombares, sacrococcígeas e coccígeas. Para cada um destes grupos existem características diferenciadoras que se podem observar nas respetivas vértebras como esquematizado na *Tabela 2.9.1*. No entanto, existem também algumas características estruturais que são comuns a todas, sendo elas: o corpo, o processo espinhoso, processo transversos, o processo articular, as laminae, os pedículos e o forame vertebral.

Devido ao aumento gradual da carga que suportam, da superior à inferior, têm corpos vertebrais massivos e espessura elevada em relação ao corte no plano mediano. Desta forma as vértebras lombares apresentam corpos maciços e estão sujeitas a elevadas cargas.

A coluna vertebral tem 4 curvaturas. Duas cifoses, uma na região torácica e outra na sacral e 2 lordoses, uma na região cervical e outra na lombar. As cifoses são designadas de curvaturas primárias e as lordoses de curvaturas secundárias pela sua ordem vital de desenvolvimento. As primeiras são asseguradas pelas diferenças de alturas anterior e posterior das vértebras e as segundas pelas diferenças de espessuras dos discos intervertebrais. Estas complementam uma das funções dos discos vertebrais, aumentando a flexibilidade da coluna e consequentemente melhorando a sua resistência aos impactos.

*Tabela 2.9.1 - Síntese das características diferenciadoras das vértebras*

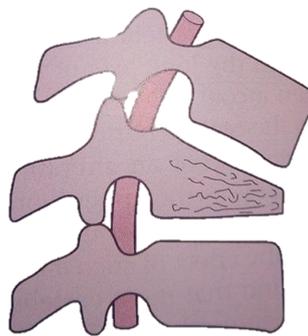
|   | <b>Vértebras</b> | <b>Características diferenciadoras</b>                                |
|---|------------------|---|
|    | Cervicais        | Corpo vertebral pequeno ou inexistente<br>Forame transverso           |
|   | Torácicas        | Fóveas costais<br>Processos finos e longos<br>Forame costo-transverso |
|  | Lombares         | Processos mamilares e acessórios<br>Ausência de forame transverso     |
|  | Sacroccígeas     | Vértebras fundidas por sinostose                                      |
|  | Cocígeas         | Estrutura vertebral atípica<br>Vértebras fundidas                     |

## CAPÍTULO 3

### PATOLOGIAS VERTEBRAIS

#### 3.1 Fraturas de compressão

A construção da coluna vertebral permite uma considerável quantidade de movimentos e ainda garantir suporte e proteção. No entanto, movimentos excessivos, bruscos, violentos ou certos movimentos não permitidos numa região específica podem resultar em fraturas, luxações ou numa combinação destas duas nas vértebras. Uma flexão repentina que envolva grandes forças, como as que ocorrem por exemplo no caso de acidentes automóveis, podem provocar uma fratura por esmagamento ou uma fratura de compressão do corpo da vértebra (*crush or compression fracture*), como ilustra a *Figura 3.1.1*. [4][7]



*Figura 3.1.1- Fratura de compressão (esquema).* [8]

A maior parte das fraturas vertebrais na região torácico-lombar são de hiperflexão e as de hiperextensão são muito pouco comuns [8]. A redução dos corpos das vertebrais pode também resultar de processos de infiltração criados por tumores benignos ou malignos [7]. Nas fraturas mais usuais de flexão, um ou mais corpos vertebrais colapsam anteriormente adotando uma geometria em forma de cunha, formando-se assim uma cifose localizada, sendo esta a comum fratura de compressão [8]. Se a parte afetada da coluna estiver alinhada no momento de impacto da força de compressão, atuando assim na direção do eixo de alinhamento das vértebras (*Figura 3.1.2*), pode ocorrer uma fratura do tipo *burst*, uma fratura de fragmentação [8].

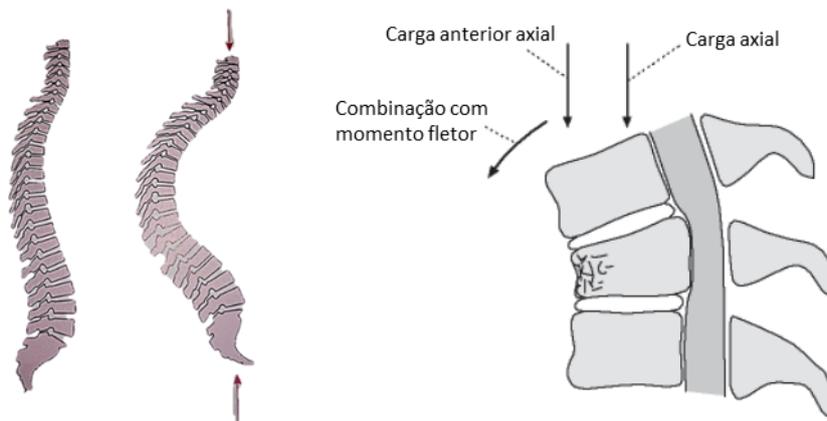


Figura 3.1.2- Mecanismo de fratura. Adaptado de [8], [9]

As fraturas vertebrais estão diretamente relacionadas com o envelhecimento das vértebras e com a osteoporose, sendo que impactos de baixa energia são suficientes para ocorrerem fraturas nestes casos devido ao enfraquecimento ósseo. Nos pacientes com déficit de densidade óssea, maior parte das vezes devido à osteoporose, acidentes traumáticos de baixas energias ou mesmo atividades do dia-a-dia, como por exemplo, sentar-te de uma forma mais abrupta numa cadeira podem resultar em fraturas de compressão. [9]

Estão também associadas a impactos de elevadas energias, ao envelhecimento das vértebras, à presença de tumores e à osteonecrose.

Nos pacientes com uma massa óssea saudável, as fraturas de compressão resultam tipicamente de impactos com forças substanciais associadas. Este tipo de fratura está relacionado a quedas de altura moderadas, acidentes de *sky* e acidentes automobilísticos. Com o tratamento adequado estas fraturas raramente colapsam a um nível superior ao detetado nas radiográficas após o incidente. [9]

Numa coluna vertebral sem patologias, ou seja, numa coluna considerável estável, existe um balanço de forças a atuar no eixo de rotação da mesma. Como é possível observar na *Figura 3.1.3 A*, a extensão do braço Zage de acordo com o peso do corpo que suporta e é contrabalançada pelo limite da coluna posterior atuando esta na extensão  $3z$  [9]. Depois de se desenvolver uma *VCF* há um aumento da distância  $z$  e essa alteração provoca um desequilíbrio das forças sendo que a força que atua na zona anterior é maior, como e está representado na *Figura 3.1.3 B e C*. Nos pacientes com osteoporose esta situação é mais agravante pois a zona fraturada do corpo vertebral continua a colapsar e como consequência do aumento da distância  $z$ , a força necessária para provocar fraturas subsequentes é menor e há um aumento progressivo da cifose local. [9]

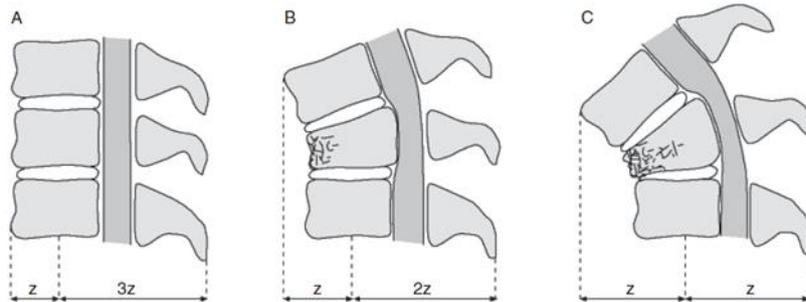


Figura 3.1.3 - Balanço de forças a atuar na coluna vertebral; **A**- Caso de coluna estável; **B**-Com VCF; **C**- Com VCF e osteoporose. Adaptado de [9].

As fraturas de compressão nas vértebras torácicas e lombares são as consequências mais comuns da osteoporose abrangendo aproximadamente 700 000 das 1,5 milhões fraturas osteoporóticas anuais nos EUA [10], [11]. A taxa de incidência destas fraturas aumenta anualmente 0.9% e têm a prevalência de 5%-10% em mulheres de meia idade (entre os 50 e 60 anos). Têm uma incidência de 1.7% e uma prevalência superior a 30% acima dos 80 anos [11]. Aproximadamente 25% das mulheres que estão na fase pós-menopausa são afetadas por fraturas de compressão nos EUA [7].

Com o envelhecimento da população e a associação desta faixa etária com a osteoporose, as fraturas vertebrais não traumáticas, também designadas por fraturas por insuficiência, têm uma percentagem de incidência de 86% enquanto que as fraturas traumáticas têm apenas 14%. Dos 86%, 3% são fraturas patológicas e estão relacionadas maioritariamente com a presença de tumores [12].

Segundo um estudo feito pela *American Society for Bone and Mineral Research* [13], na Europa, a taxa de incidência de novas fraturas vertebrais na faixa de idades entre os 50 e 79 anos é de 1.1% por ano nas mulheres e 0.6% nos homens. A incidência da fratura aumenta com a idade nos dois géneros, é mais incidente nas mulheres, como se pode verificar na Figura 3.1.4, e é maior na Suécia do que qualquer outro país europeu, apesar do grau de variação ser pouco demarcado.

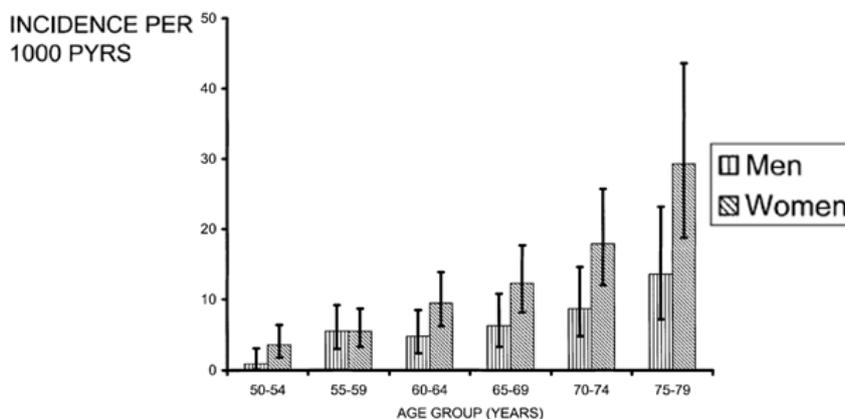


Figura 3.1.4- Incidência de fraturas vertebrais em função da idade e género.[13]

Estudos populacionais aferiram que a incidência das fraturas vertebrais de compressão é de 10.7 por cada 1000 mulheres e 5.7 por cada 1000 homens. Existe também um aumento do risco de

incidência destas fraturas nos homens com idade superior a 65 anos, no entanto, esse risco é significativamente inferior ao das mulheres com a mesma idade. [13]-[15]

### 3.2 Envelhecimento das vértebras

Desde a nascença até aos 5 anos de idade, o corpo de uma típica vértebra lombar triplica a sua altura (desde 5-6 mm até 15-18 mm), e entre os 5 e os 13 anos aumenta entre 45 a 50 por cento. O crescimento longitudinal continua durante a adolescência, mas a taxa de crescimento diminui e cessa entre os 18 e os 25 anos. Durante a idade adulta e sénior ocorre uma redução geral da densidade óssea e de robustez das mesmas principalmente no corpo vertebral. Consequentemente as superfícies articulares inclinam-se gradualmente para dentro de forma a que as superfícies, superior e inferior, se tornem cada vez mais concavas e os discos intervertebrais mais convexos (*Figura 3.2.1*). A perda de densidade óssea e a consequente mudança de forma dos corpos vertebrais são fatores contributivos para a ligeira redução da altura destas vértebras durante o envelhecimento. O desenvolvimento destas cavidades pode causar um estreitamento aparente do espaço intervertebral nas radiografias, baseado nas distâncias entre as duas faces do corpo vertebral. No entanto, isso não deve ser interpretado como uma perda da espessura do disco intervertebral. [4]



*Figura 3.2.1- Vista em corte no plano medial de vértebra lombar mostrando a concavidade das superfícies superior e inferior.  
Adaptado de [4]*

O envelhecimento dos discos e a mudança de geometria da vértebra resultam num aumento das forças compressivas na periferia dos corpos vertebrais, onde os discos intervertebrais se fixam. Em resposta, costumam desenvolver-se osteófitos (excrescências ósseas) ao longo das fixações das fibras na parte externa do disco, especialmente nas regiões anterior e posterior. [4]

De forma similar, com a alteração da biomecânica das vértebras, aumentam as cargas nas articulações dos processos articulares, surgem osteófitos ao longo das fixações das cápsulas articulares e ligamentos acessórios, principalmente nas do processo articular superior, enquanto extensões da cartilagem articular se desenvolvem ao redor das faces articulares dos processos inferiores (*Figura 3.2.2*). Normalmente, esse crescimento ósseo ou cartilaginoso na idade avançada

era visto como uma doença (espondilose no caso dos corpos vertebrais, osteoartrose no caso das articulações dos processos articulares), mas pode ser mais realista vê-lo como uma alteração morfológica esperada com a idade, representativa da anatomia normal em determinada faixa etária e, assim sendo, alguns especialistas sugerem que essas alterações relacionadas com a idade não devem ser consideradas patológicas, mas sim como a anatomia normal do envelhecimento. Alguns utentes que apresentam essas manifestações sentem dor, outros têm as mesmas alterações relacionadas com a idade, mas não sentem dor, e ainda há outras que apresentam pequena alteração morfológica, mas queixam-se dos mesmos tipos de dor que aquelas que não têm alteração evidente. Desta forma é difícil correlacionar a dor com a patologia. [4]



Figura 3.2.2- Vista ântero-superior esquerda. \* indicam as zonas onde se encontram osteófitos Adaptado de [4].

### 3.3 Osteoporose no corpo vertebral

Com o avançar da idade, os ossos tornam-se mais finos e a sua resistência mecânica diminui. A osteoporose é que provoca enfraquecimento ósseo, tornando-o mais fraco e, portanto, com uma maior propensão à fratura. A osteoporose do corpo vertebral, que pode ser relacionada com o envelhecimento (primária) ou com o uso de esteroides (secundária) [7], [9], é uma doença óssea metabólica comum que é frequentemente detetada durante exames radiológicos. É causada pela desmineralização óssea decorrente do comprometimento do equilíbrio normal da deposição e reabsorção de cálcio. Consequentemente, a qualidade do osso é reduzida e há atrofia do tecido ósseo. Embora a osteoporose afete todo o esqueleto, as áreas mais afetadas são o colo do fêmur, os corpos das vértebras, os metacarvais e o rádio. Esses ossos tornam-se enfraquecidos e frágeis, e estão sujeitos a fratura. [4]

Esta doença muitas vezes desenvolve-se sem ser notada durante anos sem sintomas ou desconforto até que ocorra uma fratura. As fraturas causadas pela osteoporose ocorrem frequentemente na coluna e são quase duas vezes mais comuns do que outras fraturas ligadas tipicamente à osteoporose, tais como as fraturas nas ancas e pulsos. Nem todas as fraturas de

compressão se devem à osteoporose, mas, quando a fratura ocorre é normalmente o primeiro sinal de uma estrutura óssea fragilizada devido a esta patologia. [2]

Radiografias feitas aquando a osteoporose está num estado inicial ou moderado mostram desmineralização, que é observada na forma de diminuição da radio-densidade do osso trabecular dos corpos vertebrais, fazendo com que o osso cortical adelgado pareça relativamente proeminente. A osteoporose afeta principalmente as trabéculas horizontais do osso trabecular do corpo vertebral. Consequentemente, pode haver listras verticais aparentes, refletindo a perda das trabéculas de sustentação horizontais e o espessamento das hastes verticais. As radiografias em fases posteriores podem mostrar colapso vertebral (fraturas por compressão) e aumento da cifose torácica. A osteoporose do corpo vertebral ocorre em qualquer vértebra, no entanto, é mais frequente nas vértebras torácicas, sobretudo em mulheres após a menopausa. [4]

A osteoporose, que está relacionada com as mudanças metabólicas do osso, é influenciada por vários fatores: fatores fisiológicos e genéticos, ambientais, pelo envelhecimento e por fatores patológicos. As influências ambientais e o estilo de vida são importantes no desenvolvimento ósseo. Uma dieta que seja fraca em cálcio, o baixo nível de vitamina D, o consumo de refrigerantes gasosos e uma atividade física inferior a 3 horas por semana contribuem para uma baixa densidade óssea. [9]

Como dito anteriormente e sendo essa afirmação suportada por estudos demográficos, a osteoporose e por consequência e taxa de incidência de fraturas vertebrais é maior nas mulheres. A perda de densidade óssea ocorre em todas as mulheres devido à insuficiência das quantidades de estrogénio o que leva à diminuição da massa óssea na fase pós-menopausa e a um aumento do risco de ocorrências de fraturas. [9]

### **3.4 Fraturas associadas a tumores**

As fraturas de compressão, consideradas fraturas patológicas, podem ser também uma consequência de tumores. As metástases ósseas e os múltiplos mielomas são dois tipos de cancro que podem causá-las.

As metástases ósseas são alastramentos do cancro pelo resto do corpo. Normalmente aloca-se nos pulmões, mamas e próstata. Por ano, aproximadamente entre 17% e 50% dos pacientes com cancro da mama e metástases ósseas contraem fraturas de compressão, assim como 41% dos pacientes que fazem tratamentos de radiação. [16]

Essas células cancerígenas produzem 2 tipos de lesões, e o tipo de lesão associada a fraturas é a osteólise. Esta patologia tem como consequência o enfraquecimento ósseo e a perda de densidade do mesmo tornando mais suscetível às fraturas. [16]

Os múltiplos mielomas é um tipo de cancro das células plasmáticas, que são glóbulos brancos presentes na medula óssea e fazem parte do nosso sistema imunitário. O pico de incidência ocorre entre as idades de 60 e 70 anos e o tempo médio de sobrevivência é de 3 anos. Esta doença é ligeiramente mais incidente nos homens do que nas mulheres e afeta 3 em 100.000 pessoas anualmente [9]. Uma das características desta doença é a excessiva reabsorção óssea devido ao aumento de citocinas (grupo de moléculas envolvidas na emissão de sinais para ativação de respostas imunitárias) inflamatórias. A osteoporose difusa e as lesões osteolíticas focais são consideradas potenciais causas de fraturas em pacientes que tenham mielomas múltiplos, e essas fraturas ocorrem mais frequentemente na coluna [9]. As fraturas de compressão vertebral ocorrem entre 55% a 70% dos pacientes com esta patologia e representam um sinal sintomático clínico em entre 34% a 64% desses pacientes. [9]

Apesar dos avanços conquistados na quimioterapia a dor óssea e os colapsos vertebrais são responsáveis pela diminuição de mobilidade, restrições respiratórias e por vezes complicações neurológicas e estas condições diminuem a qualidade de vida dos pacientes com esta patologia. [9]

### 3.5 Vértebras afetadas

A maior parte das fraturas ocorrem na região torácica, na lombar ou na zona de contacto entre estas duas. Segundo *Heinzelmann* [17] esta suscetibilidade é maioritariamente atribuída a 3 razões anatómicas.

As costelas torácicas mais inferiores (T11 e T12) dão pouca estabilidade à zona de transição da região torácica para a região lombar (*thoracico-lumbar juntion region*) em comparação à restante região torácica pois estas não têm ligação ao esterno e por isso têm maior grau de liberdade na movimentação.

As faces articulares da região torácica estão orientadas para o plano frontal, limitando a flexão e extensão e conferindo uma vinculada resistência à translação ântero-posterior. Na zona lombosacral, as faces articulares estão orientadas num alinhamento mais sagital o que aumenta o potencial grau de flexão e extensão à custa da limitação na rotação e flexão lateral.

A transição de uma cifose torácica relativamente inflexível para uma lordose lombar muito mais móvel é abrupta.

### 3.6 Sistema de classificação de fraturas vertebrais

A classificação das fraturas vertebrais é necessária para desenvolver uma “linguagem comum” com o objetivo de facilitar a comunicação e para encorajar protocolos de tratamentos otimizados

[18]. Existem vários tipos de fraturas da coluna e várias classificações. Entre as várias classificações destacam-se os contributos de *Denis F.* [19], *Magerl F. et al* [20] e *Aebi M.* [21].

A classificação de *Denis F.* [19] é a mais usada [21]. Esta classificação é feita por tipos de fratura: fraturas de compressão, de fragmentação (*burst fractures*), fraturas do tipo de cinto de segurança (*seat-bealt type*) e fraturas de luxação (*fractures dislocation*). Para cada um deles é especificada a região da vértebra afetada, o mecanismo que causa a fratura e ainda são divididas em fraturas primárias e secundárias em relação à sua gravidade.

Como se pode observar na *Figura 3.6.1.* As VCFs são consideradas fraturas de maior gravidade (*Major spinal injuries*). As fraturas de compressão afetam essencialmente a parte anterior da vértebra pois  $\frac{3}{4}$  do peso do corpo é suportado por  $\frac{2}{3}$  da parte anterior da vértebra preservando a parede posterior e os elementos posteriores e podem [9]. As fraturas comprimem a vértebra e pode haver ou não rotura/luxação dos ligamentos na zona posterior. As fraturas de compressão são divididas em 2 tipos dependendo do mecanismo da fratura, isto é, se foram causadas por uma flexão anterior ou lateral.

| TYPES                       | MECHANISMS                    | Minor spinal injuries          |                            |                              |                            |
|-----------------------------|-------------------------------|--------------------------------|----------------------------|------------------------------|----------------------------|
| <b>Compression</b>          | <b>Flexion</b>                | Articular process fracture     | 3                          | (0.7%)                       |                            |
| -Anterior                   | -Anterior flexion             | Transverse process fracture    | 56                         | (13.59%)                     |                            |
| -Lateral                    | -Lateral flexion              | Spinous process fracture       | 7                          | (1.69%)                      |                            |
| <b>Burst</b>                | <b>Axial load</b>             | Pars interarticularis fracture | 4                          | (0.97%)                      |                            |
| -Type A                     | -Axial load                   | <b>Major spinal injuries</b>   |                            |                              |                            |
| -Type B                     | -Axial load + flexion         | Compression fractures          | 197                        | (47.81%)                     |                            |
| -Type C                     | -Axial load + flexion         | Burst fractures                | 59                         | (14.32%)                     |                            |
| -Type D                     | -Axial load + rotation        | Fracture dislocations          | 67                         | (16.26%)                     |                            |
| -Type E                     | -Axial load + lateral flexion | Seat-belt type spinal injuries | 19                         | (4.61%)                      |                            |
| <b>Seat-belt type</b>       | <b>Flexion distraction</b>    | <b>TYPE OF FRACTURE</b>        |                            |                              |                            |
| <b>Fracture dislocation</b> | <b>Flexion rotation</b>       | <b>COLUMN</b>                  |                            |                              |                            |
| -Flexion rotation           | <b>Shear</b>                  | <b>Anterior</b>                | <b>Middle</b>              | <b>Posterior</b>             |                            |
| -Shear                      | -AP shear                     | <b>Compression</b>             | None                       | None or distraction (severe) |                            |
|                             | -PA shear                     | <b>Burst</b>                   | Compression                | Compression                  | None                       |
| -Flexion Distraction        | <b>Flexion distraction</b>    | <b>Seat-belt type</b>          | None or compression        | Distraction                  | Distraction                |
|                             |                               | <b>Fracture dislocation</b>    | Compression rotation shear | Distraction rotation shear   | Distraction rotation shear |

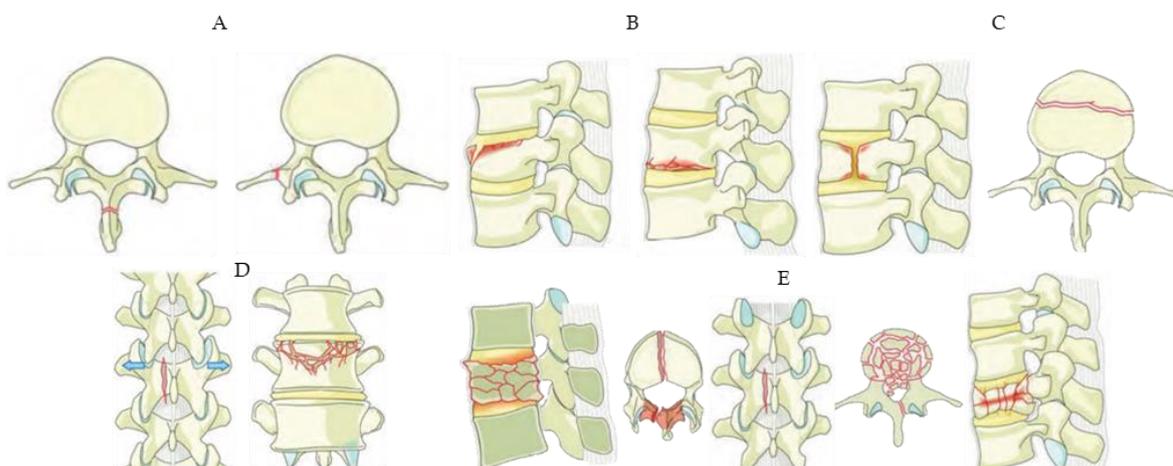
Figura 3.6.1- Tabelas de classificação de Denis [19]

*Vaccaro A. et al* [18] desenvolveram um sistema de classificação simples e compreensivo com o objetivo de ser clinicamente e amplamente aceite de um ponto de vista intra e inter observador, para uso clínico e em investigação. Este sistema de classificação consiste numa classificação morfológica da fratura, num sistema de classificação para o estado neurológico e uma descrição de modificadores clínicos relevantes. Os tipos de fraturas são divididos em 3 grupos: Tipo A: fraturas de compressão; Tipo B: fraturas de ligamentos anteriores ou posteriores; Tipo C: falha de todos os elementos levando à luxação ou deslocação.

As fraturas do tipo A, relevantes para este estudo, envolvem os elementos anteriores (corpo vertebral e/ou disco vertebral) e incluem lesões clinicamente insignificantes em relação a outros elementos, como são exemplos as fraturas dos processos transversos e espinhoso. Lesões do tipo A mais severas envolvem *burst fractures* com retropulsão do corpo vertebral sem a rutura dos ligamentos posteriores complexos e sem nenhuma luxação ou deslocação. As fraturas de compressão estão divididas em 5 subtipos: A0, A1, A2, A3 e A4.

As lesões do tipo A0 são as fraturas de menor gravidade. Esta é a classificação atribuída à não fratura da vértebra ou a fraturas clinicamente insignificantes da mesma, como por exemplo as fraturas do processo espinhoso ou transversos ilustradas na *Figura 3.7.2 A*. São designadas desta forma porque não comprometem a integridade da coluna vertebral.

As lesões do tipo A1 são as fraturas de compressão em forma de cunha ou de impacto (*wedge compression fractures*) com fratura de uma das superfícies do corpo vertebral sem o envolvimento da parede posterior do mesmo como demonstrado na *Figura 3.6.2 B*.



*Figura 3.6.2- Tipos de fraturas de compressão. A: Tipo A0; B: Tipo A1; C: Tipo A2; D: Tipo A3; E: Tipo A4. Adaptado de [18].*

As lesões do Tipo A2 são fraturas de separação ou fraturas do tipo pinça (*split or pincer-type fractures*) nas quais as fraturas envolvem as duas superfícies (superior e inferior) do corpo vertebral, mas não envolvem a parede vertebral posterior como representado na *Figura 3.6.2 C*.

As lesões do tipo A3 são fraturas vertebrais que afetam apenas uma das superfícies do corpo vertebral sem nenhum envolvimento da parede posterior do corpo vertebral nem do canal vertebral (*Figura 3.6.2 D*). As forças compressivas podem também resultar num aumento das distâncias entre pedículos e em fraturas das laminas. A integridade dos ligamentos posteriores é mantida e não há translação vertebral. Lesões com roturas de ligamentos posteriores são classificadas primeiramente como lesões B2. Da mesma forma, fraturas do tipo A3 que envolvam uma fratura no plano axial horizontal que passe pelos elementos posteriores são classificadas do tipo B pois comprometem a estabilidade da coluna.

As lesões do tipo A4 representadas na *Figura 3.6.2 E* são fraturas do corpo vertebral que envolvem duas as superfícies do mesmo assim como a parede posterior. De uma forma similar às do tipo A3, estas podem ser associadas a fraturas de linhas verticais das lamínas, mas sem rutura dos ligamentos posteriores. São semelhantes às do tipo A3 mas envolvem as duas superfícies do corpo vertebral. As fraturas de separação (*slit fractures*) que também envolvam o corpo vertebral posterior são incluídas neste grupo.

### 3.7 Síntese do capítulo

As fraturas de compressão são fraturas que se contraem mais incidentemente na região de torácico-lombar devido a razões anatómicas. Ocorrem quando cargas axiais e/ou cargas de flexão (anterior ou lateral) são combinadas e excedem a resistência mecânica do corpo vertebral. Estas fraturas fazem com que a vértebra adote a geometria de uma cunha e provocam uma cifose local. Estão essencialmente relacionadas com o envelhecimento das vértebras, com a osteoporose e com tumores malignos ou benignos, dando origem a fraturas de insuficiência. As fraturas que envolvem impactos que de cargas axiais elevadas, dão origem a fraturas traumáticas.

Existem várias classificações de fraturas da coluna vertebral na literatura. Segundo a classificação de *Vaccaro A. et al* [18] as fraturas de compressão são classificadas do Tipo A, subdividindo-se em 5 outros grupos. Em todas elas o elemento comum é o facto da fratura óssea não provocar rotura de ligamentos ou lesões na medula. Os subgrupos distinguem-se pelas zonas afetadas pela fratura, nomeadamente, a face superior e inferior do corpo, a parede posterior do mesmo e se são fraturas de separação ou não.

## CAPÍTULO 4

### VERTEBROPLASTIA PERCUTÂNEA

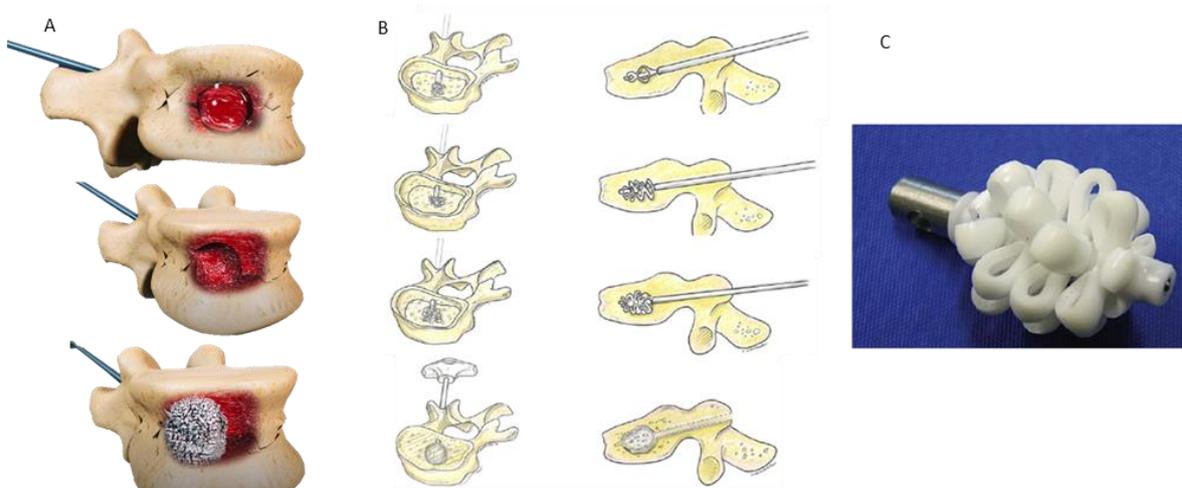
#### 4.1 Técnica cirúrgica

A vertebroplastia percutânea é uma técnica cirúrgica minimamente invasiva que têm como objetivo aliviar as dores provenientes de fraturas de compressão vertebrais e estabilizar as mesmas prevenindo micro-deslocamentos e fornecer estabilidade mecânica e um ambiente biologicamente condutivo para a recuperação e cicatrização da vértebra [9]. As fraturas do tipo *burst* ou de segmentação são fraturas cuja vertebroplastia percutânea não é indicada nem apropriada, pois há falta de informação para determinar se estas podem ser tratadas de uma maneira segura com a injeção de cimento ósseo.

Independente da etiologia, o tratamento de *VCFs* é predominantemente conservativo, isto é, direcionado para que haja controlo da dor do utente, normalmente alcançada com analgésicos, combinado com repouso total e uso de um Colete de *Jewett* [22]. As fraturas vertebrais de compressão (*VCFs*) raramente requerem tratamento cirúrgico porque da perspetiva do cirurgião a preocupação primária é a confirmação da ausência de uma causa de origem infecciosa ou neoplásica que seja causadora da fratura. A decisão de recorrer a um tratamento cirúrgico depende da estabilidade ou instabilidade da coluna e na presença ou ausência de um défice neurológico. As *VCFs* estáveis são normalmente tratadas com procedimentos não cirúrgicos e as instáveis e/ou com défice neurológico podem requerer tratamento cirúrgico [9].

Portanto, a vertebroplastia percutânea é uma terapia alternativa no tratamento da dor associada a fraturas de compressão do corpo da vértebra. O procedimento implica a inserção de uma agulha de alto calibre na vértebra afetada e a injeção de um cimento ósseo rádio-opaco. O cimento não re-expande a vértebra colapsada, mas atua como um reforço e um estabilizador da fratura para o alívio da dor. As imagens radiológicas são uma componente crítica na parte inicial desta prática cirúrgica. Grande parte destas cirurgias são feitas recorrendo a um guiamento fluoroscópico para a colocação da agulha e para monitorizar a injeção do cimento. [22]

Existem outras técnicas cirúrgicas muito similares à vertebroplastia sendo elas a Cifoplastia e a Skyfoplastia. Segundo Lee J. [23] cifoplastia é uma cirurgia que apresenta vantagens em comparação com a vertebroplastia em relação ao extravasamento de cimento e ainda têm a vantagem de restituir a altura da vértebra, o que permite corrigir a deformidade causada pela fratura e assim tentar melhorar a distribuição das forças do ponto de vista biomecânico [24]. Para obter este efeito a cirurgia é feita de forma muito idêntica à vertebroplastia, no entanto, antes da inserção do cimento, um “balão” é colocado na ponta da agulha e insuflado, criando assim uma cavidade onde o cimento é inserido posteriormente como representado na *Figura 4.1.1 A*. A Skyfoplastia é uma cirurgia pouco comum e por isso existe pouca informação literária para suportar as informações teóricas sobre a mesma. A técnica cirúrgica é muito semelhante à vertebroplastia e cifoplastia (*Figura 4.1.1 B*), contudo, enquanto no caso da cifoplastia é inserido um “balão” insuflável (*bone stamp*), o instrumento que permite fazer a cavidade é o *Sky Bone Spander* (*Figura 4.1.1 C*) que consiste num tubo de plástico rígido e têm uma configuração geométrica crenulada de uma pipoca. O dispositivo é desenroscado e removido e, apenas posteriormente, injetado o cimento [25].



*Figura 4.1.1- A Técnica de cifoplastia. Adaptado de [26]; B Técnica de Skyfoplastia; C Sky Bone Spander. Adaptados de [25];*

O equipamento básico necessário para o procedimento cirúrgico da vertebroplastia percutânea inclui uma cânula, o cimento ósseo, um meio de contraste e um fluoroscópio. O paciente deve ser colocado na posição de decúbito ventral, como mostra a *Figura 4.1.2*, para receber a anestesia. A posição ântero-posterior e lateral é importante devido à influência que têm na correta colocação da agulha, que é um fator crítico neste procedimento. O fluoroscópio é usado para acompanhar a posição da agulha durante a inserção da mesma durante o procedimento pois os tecidos nervosos podem ser danificados se a agulhas afetarem o lado medial do pedículo. [23]

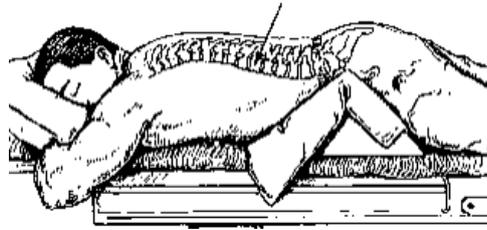


Figura 4.1.2- Posição de decúbito ventral. Adaptado de [27]

A vertebroplastia percutânea a cifoplastia requerem uma localização precisa e exata da região óssea a ser tratada e também uma identificação cuidada trajetória dos instrumentos de inserção para que esta seja feita de uma forma segura. A estrutura normal anatômica e as patologias que afetam a coluna têm de ser compreendidas para que esta cirurgia seja feita de uma forma segura. Esses conhecimentos são necessários para a decisão adequada de instrumentação, orientação e trajetória da inserção da agulha. [9]

Para a execução destas cirurgias existem algumas regras a ter em consideração no acesso à região torácico lombar para tratar fraturas de compressão vertebrais instáveis. Existem quatro parâmetros essenciais e estes são a quantidade de colapso anterior, o grau da cifose local, a presença de fraturas adjacentes e se há enfraquecimento ósseo da zona posterior da vértebra. O colapso anterior é aferido usando as vértebras adjacentes intactas como guias de comparação para estimar a altura normal da vértebra. Se a vértebra fraturada tem menos de 50% da altura inicial ou existe colapso do córtex vertebral anterior deve ser considerada uma fratura potencialmente instável. O grau de cifose deve ser medido. Por exemplo a cifose localizada na superfície superior da L1 deve ser medida desde a superfície superior da T12 até à superfície inferior da L1. Se a cifose local tiver uma inclinação superior a 25°, a fratura deve ser considerada potencialmente instável. Fraturas adjacentes múltiplas podem ter um impacto na estabilidade da coluna maior do que teria apenas uma fratura isolada. As fraturas adjacentes sendo elas agudas e/ou recorrentes, devem ser examinadas cuidadosamente e consideradas potencialmente instáveis. Se o profissional de saúde suspeitar que a fratura enfraqueceu a coluna posterior da vértebra, esta deve ser considerada potencialmente instável. A presença de mais de dois destes indicadores de potenciais instabilidades deve, impetuosamente, aplicar critérios rigorosos de instabilidade, acompanhar o utente de forma mais próxima com várias examinações e radiografias e procurar recorrer de forma rápida uma consulta cirúrgica. [9]

A vertebroplastia percutânea emergiu como uma técnica cirúrgica eficaz para o tratamento de fraturas vertebrais de compressão. No entanto a segurança desta cirurgia ainda não é comprovada e há alguma controvérsia. Quando é feita a avaliação para ver se o utente é um candidato apropriado para ser submetido a esta cirurgia, é importante aferir que a causa das dores de costas é uma fratura de compressão e descartar outras numerosas causas que podem estar na origem dessa dor. O sucesso desta cirurgia passa pelo cumprimento cuidadoso dos critérios clínicos e imagiológicos. Quando os

pacientes são adequadamente selecionados a vertebroplastia pode conferir o alívio substancial da dor e/ou melhoria da mobilidade em cerca de 75 % a 92,4% dos pacientes com fraturas osteoporóticas e em 50% a 86% dos pacientes com fraturas vertebrais de origem neoplásica. [9]

## 4.2 Tipo de abordagem cirúrgica

Existem algumas abordagens possíveis de adotar na vertebroplastia. Estas são a transpedicular, parapédicular, anterolateral e posterolateral e diferem entre si na direção de inserção da agulha e por consequência no local da vértebra que vai ser afetado.

A abordagem transpedicular é a abordagem mais usada e proporciona o método mais seguro de aceder ao corpo vertebral. Essa segurança deve-se ao facto dos pedículos fornecerem um local prudente para a inserção da agulha guiada por imagens. Na zona pedicular não existem estruturas que possam ser danificadas fazendo uma correta inserção transpedicular da agulha. A vertebroplastia percutânea pode ser usada em cerca de 85% a 95% dos casos já que as fraturas de compressão ocorrem maioritariamente entre a vértebra torácica T6 e a lombar L5 e a estrutura pedicular destas vértebras é adequada para a inserção da agulha nesta região. As outras abordagens podem acarretar complicações tais como danificar estruturas vasculares no caso da abordagem ântero-lateral ou causar a entrada de ar na cavidade entre os pulmões e a parede torácica no caso da abordagem parapédicular. Estas complicações são evitadas usando o método transpedicular e por isso outras abordagens devem ser usadas apenas como alternativa em situações relativamente raras. Esta abordagem tem as vantagens de proporcionar ao cirurgião uma referência anatómica bem definida para inserir a agulha, é eficaz na vertebroplastia percutânea para biopsias de lesões dentro do corpo vertebral e é uma abordagem segura que não afeta estruturas anatómicas adjacentes desde que a localização intrapedicular seja mantida. Além disso permite obter um ponto de entrada seguro que permite uma fácil compressão dos tecidos moles e minimiza o sangramento. [9]

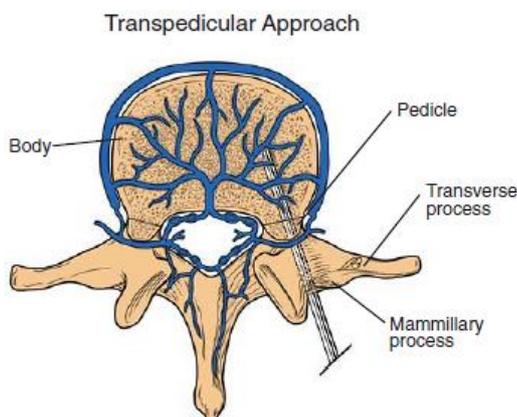


Figura 4.2.1- Abordagem transpedicular.[9]

A opção parapedicular ou transcostovertebral, também chamada de extrapedicular [23], foi desenvolvida para colmatar os casos em que a transpedicular não seja possível ou não seja adequada. Pode ser usada no caso da ausência de pedículos, que podem ser uma consequência de um tumor, pedículos que sejam pouco visíveis devido a uma acentuada osteoporose ou na presença de pedículos muito pequenos. Os riscos associados a esta abordagem são a entrada de ar na cavidade entre os pulmões e a parede torácica e sangramento. A trajetória de inserção da instrumentação é designada de trajetória transcostovertebral. Esta passa pela margem costal da região torácica, ao longo da parte lateral ao pedículo em vez de passar através do mesmo. Nesta zona encontram-se artérias e veias paravertebrais que podem ter grandes calibres e por isso estas podem ser perfuradas. O local de punção da agulha pode ser facilmente comprimido na abordagem transpedicular evitando assim este tipo de complicações. Nesta abordagem a inclinação da agulha é mais direcionada para o centro do corpo da vértebra do que na transpedicular. Em teoria, esse ângulo pode permitir o preenchimento mais fácil da vértebra com apenas uma injeção. [9]

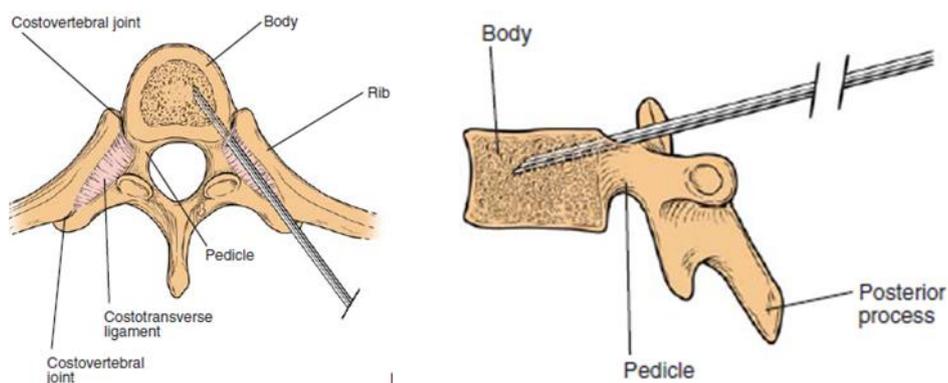


Figura 4.2.2 - Abordagem Parapedicular [9]

A abordagem anterolateral não é muito usada por ser mais adequada nas vertebroplastia percutâneas em vértebras cervicais e em vértebras torácicas superiores onde a incidência de VCFs é muito reduzida. A colocação da agulha pode ser feita facilmente com fluoroscopia aplicando uma pressão manualmente para mover o complexo carotídeo-jugular lateralmente. No entanto é difícil assegurar que a agulha não afete as estruturas vasculares tais como a artéria vertebral, o complexo carotídeo-jugular e o esófago. É por isso frequente que esta técnica seja usada com acompanhamento de uma tomografia computadorizada, para ser possível visualizar as estruturas vasculares e examinar qual a melhor trajetória da agulha. [9]

### 4.3 Complicações

A vertebroplastia é uma cirurgia minimamente invasiva, no entanto, algumas complicações podem advir desta cirurgia, por se tratar de um local muito delicado, a coluna vertebral.

Esta técnica é tipicamente feita em pacientes externos, isto é, é uma cirurgia planeada e não de emergência, e é considerada como uma cirurgia facilmente tolerada. Os pacientes podem sentir um alívio da dor após 24 horas depois da cirurgia. As complicações gerais reportadas são relativamente baixas no caso de se tratar de fraturas relacionadas com a osteoporose, sendo inferiores a 4%. No caso de se tratarem de fraturas oncológicas a taxa de complicações é superior, apesar das complicações sintomáticas serem inferiores a 10% [11].

Um dos problemas associados à vertebroplastia percutânea e à cifoplastia é o extravasamento do cimento ósseo. Este problema pode ser consequência de cavidades patológicas associadas à fratura ou à colocação de uma quantidade excedente de cimento ósseo. Por isso a variação do volume da vértebra antes e após a ocorrência da fratura é um fator importante. [9]

A incidência de derrame de cimento ósseo no canal vertebral ou no forame neuronal é raro tendo uma percentagem de ocorrência de 0,4%-4%. Quando acontece normalmente não são mostrados sintomas, no entanto é importante que se saiba quando ocorre, pois pode ter como consequências dores radiculopáticas (lesões dos nervos que passam na coluna) e enfraquecimento. Se a quantidade de extravasão do cimento for elevada o suficiente afetando a medula espinhal ou o cone medular (porção terminal da medula espinhal localizada entre a L1 e L2) pode causar paraplegia (perda parcial das funções motoras dos membros inferiores ou superiores) o que constitui uma emergência e requer uma descompressão cirúrgica. O cimento pode também extravasar para a musculatura paraespinhal e normalmente é assintomática, mas em ocasiões raras pode entrar no sistema venoso e dar origem a um fenómeno embólico. [11]

Adicionalmente podem ser também contraídas fraturas em vértebras adjacentes à vértebra que foi sujeita à intervenção cirúrgica. Alguns estudos, como por exemplo *Berlemann U. et al* [28] dizem que o mecanismo das fraturas das vértebras adjacentes não é claro, mas que é possível que o aumento da rigidez das vértebras cimentadas altere a biomecânica da transferência de carga para as vértebras adjacentes. E especulam que a precoce fracturação das mesmas pode ser causada por um aumento das cargas e pela disparidade das propriedades mecânicas entre as vértebras aumentada e as vértebras adjacentes. No entanto também são reportadas incidências de fraturas adjacentes em pacientes que não foram sujeitos a vertebroplastia percutâneas o que sugere que as fraturas são consequência da osteoporose ao invés de serem resultado da intervenção cirúrgica.

Para evitar o extravasamento do cimento é importante fazer uma apreciação generalizada do intervalo volume dos corpos vertebrais desde das vértebras cervicais até às lombares e o efeito que a compressão têm nos seus volumes iniciais. [9]

Usando volume computadorizados para um cilindro oco com dimensões representativas de uma vértebra cervical, torácica e lombar foram encontrados volumes teóricos. Devido à espessura do osso cortical e trabecular, o volume preenchível é na ordem de 50% menor do que o volume teórico. O volume preenchível é também diminuído tendo em consideração o colapso sofrido pela vértebra durante a ocorrência da fratura de compressão. Na realidade os volumes de cimento ósseos usados para inserção podem ainda ser inferiores a estes valores. Isto mostra que apenas pequenos volumes de

cimento ósseo são necessários para restaurar a vértebra após a fratura e que elevados volumes apenas levam ao extravasamento do cimento. [9]

Tabela 4.3.1- Volumes vertebrais estimados para as vértebras. Adaptado de [9]

| Nível vertebral | Volume teórico (mL) | Volume preenchível (mL) | 50% volume comprimido (mL) |
|-----------------|---------------------|-------------------------|----------------------------|
| <b>C5</b>       | 7.2                 | 3.6                     | 1.8                        |
| <b>T9</b>       | 15.3                | 7.65                    | 3.8                        |
| <b>L3</b>       | 22.4                | 11.2                    | 5.6                        |

#### 4.4 Cimentos ósseos

Quando se fala nos dos cimentos ósseos um dos pontos fulcrais é que este tenha propriedades mecânicas similares ao osso trabecular e que estas lhe confirmam a funcionalidade que é pretendida: restaurar a rigidez e a resistência das vértebras fraturadas alterando o mínimo possível a transferência de carga nas vértebras [29]. É, portanto, indispensável falar das propriedades mecânicas do osso.

As propriedades mecânicas do osso podem variar com os seguintes factores: a idade, patologias, a localização óssea, a direção da carga aplicada e a velocidade de aplicação da mesma. O osso é um material não homogêneo pois é constituído por várias substâncias orgânicas e inorgânicas de diferentes propriedades mecânicas. O osso cortical é mais rígido do que o osso esponjoso, suportando maior carga mas menos deformação antes da rutura [30]. Estes diferem também na sua densidade aparente, sendo o osso cortical mais denso que o trabecular devido à estrutura porosa do mesmo. Em geral, a densidade aparente do osso cortical é superior a  $1.5 \text{ g/cm}^3$  e é em média  $1.8 \text{ g/cm}^3$  e o osso esponjoso varia entre  $0.1$  e  $1 \text{ g/cm}^3$  sendo em média  $0.62 \text{ g/cm}^3$  [31]. O módulo de elasticidade e o coeficiente de *Poisson* são também propriedades mecânicas que caracterizam o osso. Estas diferem do osso cortical para o trabecular. Nas vértebras lombares, o osso cortical apresenta um módulo de elasticidade de 12 GPa e um coeficiente de *Poisson* de 0.3 enquanto o trabecular apresenta 100 MPa e 0.2, respetivamente [32]-[34].

Existem também outras propriedades muito importantes que devem ser tidas em conta nos cimentos que vão influenciar a sua função e a sua adequabilidade na vertebroplastia e cifoplastia e que devem ser tidas em consideração do desenvolvimento de novos cimentos. Lewis G. [35] fez uma revisão bibliográfica onde compilou numa tabela um conjunto de propriedades desejáveis para os cimentos ósseos injetáveis nas fraturas em corpos vertebrais. As mais importantes são a injetabilidade (facilidade de injeção do mesmo), elevada radio-opacidade, um endurecimento da massa viscosa que não altere significativamente desde que se faz a mistura até à aplicação no osso,

uma taxa de reabsorção que não seja nem muito baixa nem muito elevada e ter propriedades mecânicas comparáveis às de uma vértebra intacta e saudável.

Heini P.F. et al [36] também compilaram uma lista de propriedades necessárias para os cimentos ósseos na vertebroplastia. Entre elas estão algumas referidas anteriormente, e ainda são admitidas outras tais como a bioatividade do material, ou seja, sua capacidade de desenvolver uma ligação estável com tecidos vivos através da deposição de hidroxiapatita (HA) [37], e uma baixa temperatura de cura. Na Tabela 4.4.1, está compilada uma lista de propriedades desejáveis ou ideais para os cimentos ósseos na vertebroplastia.

Tabela 4.4.1 - Propriedades desejáveis para cimentos ósseos na Vertebroplastia e cifoplastia. Adaptado de [35] e [36]

|   |   |  |
|---|---|--|
| • Radio-opacidade elevada                           | • Excelente biocompatibilidade          | • Tempo de endurecimento de aproximadamente 15 min |
| • Temperatura de endurecimento baixa                | • Fácil preparação e manuseamento       | • Não tóxico                                       |
| • Propriedades mecânicas semelhantes às do osso     | • Um tempo de preparação entre 6-10 min | • Taxa de reabsorção média                         |
| • Coesão apropriada                                 | • Excelente osteoindutividade           | • De baixo custo                                   |
| • $10\mu < \text{Microporosidade} < 100\mu\text{m}$ | • Excelente bioatividade                | • Bioativo   |
| • Excelente osteocondutividade                      | • Fácil injetibilidade                  | • Viscosidade constante no período de injeção      |

Idealmente um substituto ósseo para ser usado na vertebroplastias deve ser fácil de aplicar, com componentes simples de manipular, de fácil processo de mistura e capaz de ser aplicado através de cânulas, durante a vertebroplastia até ao corpo vertebral. Para isso é necessária uma viscosidade inicial baixa. No entanto este fator tem de ser bem balanceado porque a baixa viscosidade pode conduzir a extravasamento ósseo. A radio-opacidade é uma propriedade de extrema importância para que seja possível monitorizar o cimento durante a cirurgia. O tempo de endurecimento deve ser entre 10-15 min e a viscosidade deve ser constante durante esse período para permitir o controlo da aplicação do mesmo. A temperatura de cura deve ser tão baixa quanto possível.

Os valores das propriedades mecânicas, como a resistência à compressão, ainda não são definidas. No entanto o limite de elasticidade, tensão de cedência e rigidez devem ser o mais aproximados possível aos do osso intacto e por isso a disparidade entre estes valores deve ser evitada. Depois da cirurgia, o material deve conceder reforço ao corpo vertebral e permitir que o doente volte a caminhar rapidamente. Além disso o efeito de reforço não deve diminuir com o passar do tempo e o material não deve causar reações adversas nos tecidos adjacentes ao mesmo. Os cimentos bioativos

são vantajosos, no entanto a biodegradação dos cimentos é ainda um fator que não deixa conclusões claras sobre as suas vantagens e por isso é uma questão ainda em aberto.[36]

Vários substitutos ósseos são clinicamente usados como enxertos ósseos na coluna. Os biomateriais (materiais destinados a interagir com sistemas biológicos para avaliar, tratar, aumentar ou substituir tecidos órgãos ou funções do corpo) podem ser divididos em 3 classes. Os metais, onde se inserem o titânio, o aço inoxidável e o tântalo; os polímeros, entre os quais o polimetilmetacrilato (*PMMA*), poli-hidroxiétil de metacrilato, polietileno, polilactídeo e poliéter-éter-cetona (*PEEK*); e os cerâmicos que podem ser o vidro bioativo, as cerâmicas de cálcio, o sulfato de cálcio, o fosfato de cálcio e o carbonato de cálcio [36].

Num quadro geral, englobando todas as cirurgias que requeiram o uso de cimentos ósseos, o Polimetilmetacrilato (*PMMA*) é o cimento mais conhecido e usado. Ainda assim existe alguma variedade de cimentos comerciais disponíveis no mercado tais como cimentos de fosfato de cálcio (*CPCs- calcium phosphate cements*) e cimentos de ionômero de vidro (*GPCs- Glass polyalkenoate cements*) que são usados com bons resultados numa variedade de aplicações ortopédicas e dentais. Os *CPCs* são bio-absorvíveis e biocompatíveis, mas são maioritariamente usados em cirurgias cranianas e maxilo-faciais devido à sua baixa resistência mecânica [38].

Para a vertebroplastia e cifoplastia existem vários tipos de cimentos ósseos. Estes podem ser classificados em 4 classes: cimentos de fosfato de cálcio (*CPCs- calcium phosphate cements*), cimentos acrílicos (*ABCs - Acrylic Bone Cements*), cimentos de sulfato de cálcio (*CSCs - calcium sulfate cements*) e cimentos compósitos (*CICs - composite cements*) [35].

Os *ABCs* podem ser divididos em duas categorias. Uma delas é a adaptação dos cimentos que são usados mais frequentemente nas artroplastias, o *PMMA*, aos quais é adicionado, pelo cirurgião, uma quantidade de *radiopacifier*. A outra categoria é um conjunto de cimentos que são formulados especificamente com uma concentração elevada de *radiopacifier*. Quando os *ABCs* são usados as 3 maiores preocupações são as mesmas que tidas para com os cimentos usados nas artroplastias. A primeira é a elevada temperatura que pode ser atingida pelo cimento dentro da vértebra causada pela reação de polimerização, que é uma reação exotérmica. Esta pode atingir os 100°C e pode levar à necrose dos tecidos moles na periferia do local onde está o cimento. A segunda é a necrose dos tecidos que pode ser provocada por resíduos do monómero líquido que é altamente tóxico e a terceira é a exposição da equipa médica ao gases libertados pelo monómero, que podem ter alguns efeitos nocivos [35].

Os cimentos acrílicos são os cimentos ósseos mais usados para a expansão do corpo vertebral. Tipicamente, estes são preparados diretamente antes da injeção dos mesmos, dissolvendo-se um pó num componente líquido. O componente em pó contém maioritariamente partículas de pré-polimerizado *PMMA* (polimetilmetacrilato) e um agente que permite obter o contraste em raio-x (*radio-opacifier*). Este componente pode ser dióxido de zircônio ( $ZrO_2$ ) ou sulfato de bário ( $BaSO_4$ ). O

dióxido de zircônio ( $ZrO_2$ ) é 100 vezes menos solúvel do que o sulfato de bário ( $BaSO_4$ ) e tem menor impacto nas propriedades do cimento. Tem também na sua constituição peróxido de benzoílo (BPO) que atua como um iniciador da reação de polimerização e ainda antibióticos. O componente líquido é composto maioritariamente pelo monómero MMA (metil-metacrilato), que é um estabilizador e é também responsável pela ativação da reação de polimerização. A *Hydroquinone* atua como um estabilizador ou inibidor para prevenir uma polimerização precoce e o *Ndimethyl-p-toluidine (DmpT)* têm a função de promover a polimerização do polímero e do monómero à temperatura ambiente (cimento de cura a frio). Feita a mistura a reação de polimerização é iniciada e a viscosidade da mistura vai aumentando com o tempo até atingir o endurecimento total [39]. Portanto, o processo de cura deste tipo de cimentos está dividido em 4 estágios: 1-mistura (que pode ser feita manualmente ou através de um centrifugador ou uma tecnologia de vácuo); 2-obtenção um certo nível de viscosidade; 3- colocação/aplicação; 4-endurecimento. Neste processo existe libertação de calor pois a natureza desta reação é exotérmica [38]. A cinética da polimerização e o aumento da viscosidade ao longo do tempo são ditados por vários fatores, como a relação das quantidades líquido-pó, o tamanho das partículas de pó, a composição química do componente de cimento e pelas influências ambientais, como a temperatura ambiente e humidade [39] [38].

Tabela 4.4.2- Constituintes do cimento ósseo de um Cimento PMMA e a sua função na mistura. Adaptado de [38]

| <b>Constituintes do cimento Ósseo</b> |                 |  |
|---------------------------------------|-----------------|--|
| <b>Pó</b>                             | Polímero        | polimetil-metacrilato (PMMA)                         |
|                                       | Iniciador       | peróxido de benzoílo (BPO)                           |
|                                       | Radio-Opacifier | Sulfato de Bário ( $BaSO_4$ ) / Zircônio ( $ZrO_2$ ) |
|                                       | Antibióticos    | vários   |
| <b>Líquido</b>                        | Monómero        | metil-metacrilato (MMA)                              |
|                                       | Acelerador      | N-dimetil-p-toluidina (DMPT)                         |
|                                       | Estabilizador   | Hydroquinone   |

Algumas desvantagens do cimento PMMA são a sua elevada temperatura de polimerização, que pode atingir mais de  $70^\circ C$  no centro do corpo vertebral durante o endurecimento [40][41], a neurotoxicidade do monómero e não ser bioativo [36].

Os cimentos de fosfato de cálcio (CPCs) podem ser categorizados de várias formas, sendo uma das mais básicas pela sua taxa de reabsorção. Neste caso podem ser agrupados em dois tipos: apatite e brushite. Os cimentos de apatite degradam-se mais rapidamente dos que os de hidroxiapatite sendo ainda assim considerado um processo lento. Em algumas fórmulas destes cimentos foi registado aumento na resistência com o tempo *in vivo* e são biocompatíveis. Os cimentos de brushite são mais degradáveis dos que os de apatite, têm uma rápida reabsorção e sofrem um rápido declínio na resistência *in vivo*, no entanto, as propriedades mecânicas do osso em tratamento aumentam

enquanto ocorre um crescimento *ingrowth* do mesmo. Os *CPCs* não sofrem contração durante o endurecimento proporcionado pela reação exotérmica. As falhas associadas ao mesmo são a falta de macroporosidade, o que quer dizer que o crescimento ósseo *ingrowth* não acontece enquanto o cimento se degrada, gradualmente, da superfície para o interior. [35] Ao contrário da reação de polimerização do *PMMA*, os cimentos de fosfato de cálcio (*CPCs*) endurecem por um processo de dissolução e precipitação que produz um endurecimento com a inclusão de cristais precipitados [38].

Os cimentos de sulfato de cálcio (*CSCs*) são conhecidos como gessos. Têm uma longa história clínica como substituto de enxerto ósseo. Quando usados na vertebroplastia e cifoplastia são inibidores do crescimento ósseo (*ingrowth*) fibroso, criam um ambiente que promove a angiogénese e a osteogénese e durante a dissolução do cimento, há formação óssea permitindo que o volume de cimento seja ocupado por massa óssea nova. Dependendo do volume inserido e da sua localização o *CSC* é reabsorvido *in vivo*, maioritariamente por dissolução, geralmente em 2 meses. Uma das maiores preocupações quando este cimento é usado é a rápida reabsorção, pois o crescimento ósseo não acompanha esta reabsorção.[35]

Os cimentos compósitos (*CICs*) são também conhecidos por cimentos híbridos pois as suas formulações são conjunções de cimentos acrílicos com cimentos cerâmicos. Estes foram desenvolvidos incorporando *Caps*, isto é compósitos de resina de hidroxiapatite ou polímeros com o objetivo de combinar as características dos cimentos acrílicos (*ABSs*) e a biodegradabilidade dos cimentos de fosfato de cálcio (*CPCs*) [42].

Esta gama de cimentos vem tentar ultrapassar as limitações dos cimentos acrílicos (*ABCs*), que, apesar de se inserirem numa indústria madura e experiente com um grande leque de produtos, apresentam algumas lacunas como por exemplo o facto de não serem biodegradáveis e apresentarem características mecânicas que não são satisfatórias para a vertebroplastia. Para isso são feitos esforços para melhorar as características mecânicas, a porosidade, a biodegradabilidade, a osteocondução e a capacidade de servir de meio para inserir químicos no organismo [42][43][44][45]. Estas melhorias são conseguidas através do fabrico destes cimentos compósitos usando os *ABCs* e materiais de preenchimento com as características desejadas [42].

A *Cortoss Bone Augmentation Material* representa um típico cimento compósito. É um compósito de polímero inorgânico composto por resinas *crosslinking* (resinas que permitem unir polímeros diferentes) e por partículas de vidro cerâmico reforçado. Consiste numa resina terpolímera, isto é, um polímero formado por 3 monómeros (*Bis-GMA*, *Bis-EMA* e *TEGDMA*), é suplementado com partículas bioativas de concha vitrocerâmica para estimular a aposição óssea, com vidro de boroaluminossilicato de bário para garantir a radio-opacidade e robustez e com partículas de sílica para conseguir uma viscosidade adequada [46]. A sua função é fortalecer o osso fragilizado e conseguir obter uma resistência à compressão igual a aproximadamente 75% do osso cortical humano (210 MPa) 15 minutos após a sua aplicação [47]. Este cimento é bioativo e fácil de manipular e estudos feitos em animais confirmam a sua eficácia a sua biocompatibilidade. Este

cimento aparenta ter vantagens em relação ao *PMMA* já que apresenta características ótimas em relação à viscosidade constante, há elevada radio-opacidade e a temperatura de cura é inferior. [35]

Continuações no estudo deste tipo de cimentos podem levar, eventualmente, ao desenvolvimento de uma gama de cimentos ósseos, em que as suas características vão de encontro com as necessidades específicas cada paciente para as vertebroplastias e cifoplastias. Por exemplo um paciente mais novo com uma fratura do tipo *burst* (de fragmentação) traumática requer um cimento ósseo com excelente biocompatibilidade e capacidade de degradação para facilitar a formação e remodelação óssea. Por outro lado em pacientes mais idosos é mais importante uma estabilização imediata do suporte do peso e seria mais adequado um cimento que proporcionasse uma estabilidade multidirecional a longo tempo e que tivesse uma reabsorção lenta. O desenvolvimento de cimentos com características que vão de encontro com as necessidades específicas indicadas para as *VP/KP* podem ajudar a resolver vários problemas práticos e levar a melhores resultados dos tratamentos e diminuir as suas complicações [42].

#### 4.5 Síntese do capítulo

A vertebroplastia percutânea é uma técnica cirúrgica, considerada minimamente invasiva, que tem como objetivo aliviar as dores provenientes de fraturas de compressão vertebrais e estabilizar as mesmas para prevenir micro-deslocamentos, fornecer estabilidade mecânica e um ambiente biologicamente condutivo para a recuperação e cicatrização da vértebra. É considerada como um tratamento alternativo de tratamento das *VCFs*, porque normalmente é usada uma abordagem mais conservativa que se baseia no descanso total do utente e no uso de um colete de *Jewette*. A cirurgia consiste, de uma forma básica, na inserção de uma agulha que penetra até atingir o corpo vertebral afetado e preenche o local fraturado com cimento ósseo. É executada recorrendo a imagens fluoroscópicas para ajudar na inserção da agulha e na monitorização do cimento. Existem várias abordagens cirúrgicas (transpedicular, parapadicular, anterolateral e posterolateral) que diferem apenas na trajetória da agulha adotada para penetrar até ao corpo vertebral. A mais usada é a transpedicular, por ser a mais segura na maioria dos casos. A cifoplastia e skyfoplastia são outras técnicas cirúrgicas cujo objetivo também é tratar *VCFs*.

Existem vários fatores a ter em conta antes de efetuar este procedimento. É importante fazer uma correta seleção do paciente. É preciso ter em conta o tipo de fratura e a sua estabilidade, avaliar a anatomia e patologias do utente para escolher a abordagem mais adequada para o mesmo, estudar a quantidade (volume) de cimento ósseo apropriada para o paciente de forma a prevenir extravasamento do mesmo, entre outras.

A VP é uma cirurgia minimamente invasiva, no entanto, algumas complicações podem advir desta cirurgia, por se tratar de um local muito delicado, a coluna vertebral. Uma das complicações

mais graves pode ser o extravasamento do cimento ósseo. As suas consequências podem ser de menor ou maior gravidade dependendo da quantidade de cimento que é extravasado e as estruturas anatómicas que este afeta. No pior dos cenários, se o cimento ósseo afetar a medula espinhal, pode causar paraplegia. No caso do cimento entrar no sistema venoso pode causar fenômenos embólicos. Existem especulações que a alteração da biomecânica da coluna vertebral pode ser um fator potenciador da ocorrência de fratura nas vértebras adjacentes. No entanto não existe um consenso em relação a essa especulação pois essas fraturas também podem ser consequência da osteoporose.

Existem vários tipos de cimento ósseo que podem ser usados no aumento vertebral da Vertebroplastia. Estes são os cimentos acrílicos (*ABCs - Acrylic Bone Cements*), os cimentos de fosfato de cálcio (*CPCs - Calcium phosphate cements*), os cimentos de sulfato de cálcio (*CSCs - calcium sulfate cements*) e cimentos compósitos (*CICs - composite cements*).

Os **ABSs** são os mais usados e mais populares não só na vertebroplastia como em outras cirurgias que necessitam de usar o cimento ósseo. Este cimento apresenta algumas limitações como por exemplo não ser bioativo, ter temperaturas de cura elevadas que podem causar a necrose dos tecidos adjacentes ao cimento e a toxicidade do monómero que faz parte da sua composição.

Os **CPCs**, contrariamente aos cimentos acrílicos, não sofrem contração durante o endurecimento proporcionado porque não passam por uma reação exotérmica, mas sim por processo de dissolução e precipitação. As falhas associadas ao mesmo são a falta de macroporosidade, o que quer dizer que o crescimento ósseo *ingrowth* não acontece enquanto o cimento se degrada, gradualmente, da superfície para o interior.

Os **CSCs** são caracterizados pelas suas elevadas taxas de reabsorção. Uma das preocupações são as consequências da sua rápida reabsorção pois o crescimento ósseo *ingrowth* não acompanha a reabsorção ficando assim uma área vazia que tem de ser preenchida por hidroxiapatite.

Os **CICs** são concebidos combinando cimentos acrílicos com outros materiais com características desejáveis tentando assim reunir e otimizar as melhores propriedades dos dois materiais.



## CAPÍTULO 5

### TRABALHO EXPERIMENTAL

Um dos objetivos deste trabalho é a validação do modelo numérico. O objetivo é repercutir as condições de um estudo experimental num estudo numérico feito através do método de elementos finitos e através da comparação dos resultados aferir sobre a validade ou invalidade do mesmo. Para tal é essencial fazer uma apresentação dos ensaios experimentais que foram feitos, os resultados obtidos e publicados.

#### 5.1 Ensaios experimentais

*Vitale-brovarone C. et al* [48], desenvolveram um cimento compósito inovador, reabsorvível e injetável para ser usado no aumento e restauração de vértebras fraturadas. Para a sua obtenção foi combinado um cimento de sulfato de cálcio hemi-hidratado com partículas mesoporosas de vidro bioativo (MBG-mesoporous bioactive glass) e fase de vitrocerâmica radiopaca. Os componentes químicos foram selecionados com o objetivo de obter uma matriz reabsorvível, com propriedades bioativas e radio-opacidade elevadas. Após a obtenção deste cimento, designado de *Spine-Ghost*, foram feitos testes mecânicos e comparado com outro cimento, o *Cerament*<sup>®</sup>. Fazendo essa comparação, através de ensaios de compressão no cimento, foi possível concluir que o *Spine-Ghost* mostrou propriedades mecânicas melhores em comparação com o *Cerament*<sup>®</sup>. A tensão de compressão aferida do cimento desenvolvido ronda os 15 MPa, um valor comparável à tensão de compressão do osso trabecular vertebral intacto de 10 MPa [49]. As amostras do *Spine-Ghost* dissolveram-se completamente num fluido corporal de simulação em 35 dias de emersão enquanto o *Cerament* apenas se dissolveu em 28 dias. O *Spine-Ghost* apresenta um comportamento de reabsorção suficientemente lento, demonstrando uma performance 25% melhor que a do *Cerament*<sup>®</sup>. [48]

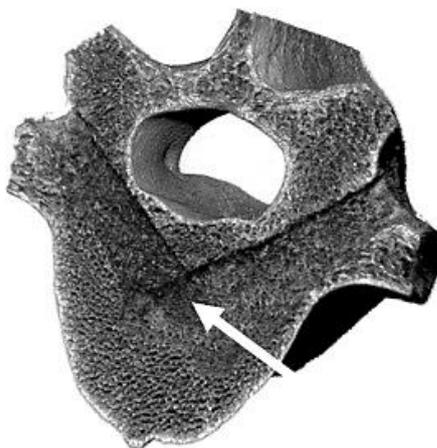
O *Spine-Ghost* foi testado *ex-vivo* em vértebras de ovelhas (Merino). Este animal foi o escolhido para fazer este estudo devido suas semelhanças comparando-o com o osso humano em relativamente ao peso, tamanho, estrutura óssea, ao processo de regeneração óssea e comportamento mecânico [50]-

[52]. Reunindo estes fatores à disponibilidade, boa homogeneidade, baixo custo e facilidade de manusear e manter o animal tornam-no num modelo adequado para estudos ortopédicos e biomédicos. [53]

As limitações de se usar um modelo vertebral ovino são as diferenças anatômicas em relação às vértebras humanas. Algumas dessas diferenças são a forma de ampulheta do corpo vertebral, a dureza do osso cortical e a elevada densidade mineral das vértebras lombares da ovelha. Devido à orientação do ângulo das faces articulares lombares e dos pedículos e também devido à orientação sagital dos pedículos e à sua pequenez relativa, uma abordagem transpedicular está associada ao risco de ocorrência de fratura dos pedículos e de ruptura do forame vertebral. As diferenças anatômicas tornam o ângulo de acesso limitado o que resulta em deformações mais isoladas e mais pequenas. Adicionalmente, estudos prévios foram detetados vazamento do cimento para o forame vertebral. Para ultrapassar limitações relativamente a outras abordagens que não as tornavam adequadas para análises biomecânicas do cimento *Oliveira et al* [54] desenvolveram uma nova abordagem parapédicular bilateral limitada à hemivértebra cranial. Esta abordagem modificada reproduzível, testada *in vivo* e *ex vivo*, permite a criação dos defeitos ósseos e aplicação do cimento na vértebra da ovelha. [53],[54]

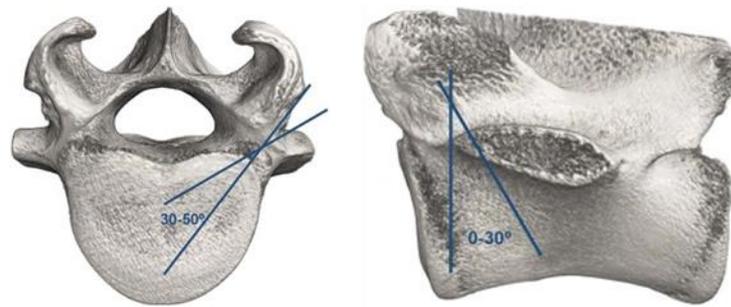
Para avaliar o cimento *Spine-Ghost* e a nova abordagem cirúrgica fizeram-se testes *ex vivo* e *in vivo*. Para os testes *ex vivo* foram usadas 24 vértebras de 8 esqueletos de ovelhas adultas (L4-L6) para serem separadas em 4 grupos aleatoriamente. O grupo A, de vértebras intactas, o grupo B de vértebras com defeitos, o C de vértebras injetadas com o cimento *Cerament*<sup>®</sup> e o grupo D com vértebras injetadas com o novo cimento compósito, o *Spine-Ghost*. De todas as vértebras foram removidos os tecidos moles e os processos espinhoso e transversos e todas elas foram submetidas a uma tomografia axial computadorizada.

Para as vértebras dos grupos B, C e D foram criadas deformações ósseas. Duas deformações interligadas, uma de cada lado da hemivértebra cranial como ilustra a *Figura 5.1.1*.



*Figura 5.1.1- Deformações interligadas criadas. [53]*

Para a criação dos defeitos ósseos e aplicação do cimento na vértebra da ovelha foi usada a nova abordagem que permitiu criar dois defeitos interligados, em forma de  $v$ , com volumes médios de modo a garantir bons efeitos práticos para o estudo de biomateriais injetáveis. O ponto de acesso à vértebra localiza-se entre os pedículos e o processo transverso de cada vértebra. Para a criação dos defeitos foi usada uma broca manual de 3.35 mm em direção ao centro da hemivértebra cranial com uma orientação entre 30 e 50 graus no plano transverso e 0 e 30° no plano frontal como ilustra a *Figura 5.1.2*. Segundo *Oliveira et al* [54] este modelo tem potencialidade para ser usado em técnicas cirúrgicas alternativas da vertebroplastia percutânea, como por exemplo a cifoplastia, desde que seja adaptada a instrumentação e assegurados meios para criar defeitos ósseos no corpo vertebral de elevada densidade óssea trabecular. [53][54]



*Figura 5.1.2- Orientação dos instrumentos de cirúrgicos. A) vista do plano transverso; B) Vista do plano frontal* [54]

Os defeitos criados nas vértebras grupo B continuaram vazios, as vértebras dos grupos C e D foram injetadas com o cimento correspondente e todas elas foram de novo sujeitas a uma tomografia computadorizada.

Depois de feita a vertebroplastia todas as vértebras foram testadas mecanicamente aplicando uma compressão axial para se poder fazer uma avaliação sobre a sua rigidez e resistência da fratura. As faces, superior e inferior, foram forradas com uma resina de polimetilmetacrilato (Vertex Cold Cure, Vertex Dental, Soesterberg, The Netherlands) para garantir dois planos paralelos durante a compressão. A carga aplicada foi aplicada no ponto ventral da vértebra a 25% da sua altura com uma velocidade de 1 mm/min de acordo com o esquema da *Figura 5.1.3* seguindo o procedimento presente em [55].

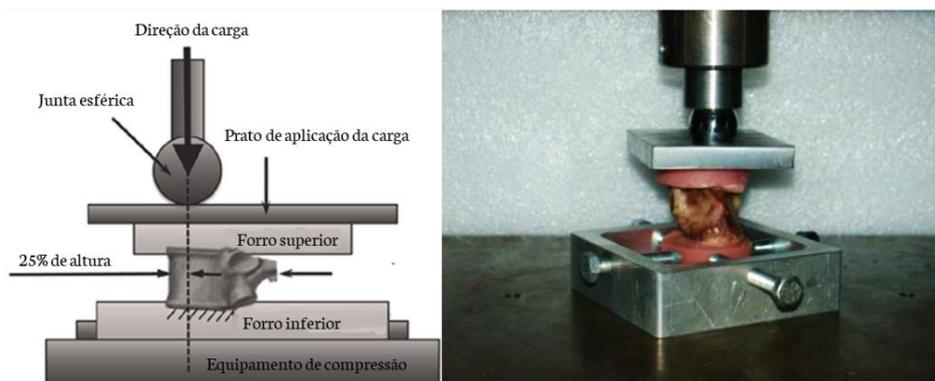


Figura 5.1.3 - Ensaio de compressão. Adaptado de [55]. Esquemática e fotografia do ensaio experimental.

Os resultados dos ensaios de compressão para a vértebra lombar L4 nos casos de vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), e com cimento ósseo Cerament (CL4) estão apresentados em gráficos de força aplicada vs deslocamento nas Figuras 5.1.4, 5.1.5 e 5.1.6 respetivamente.

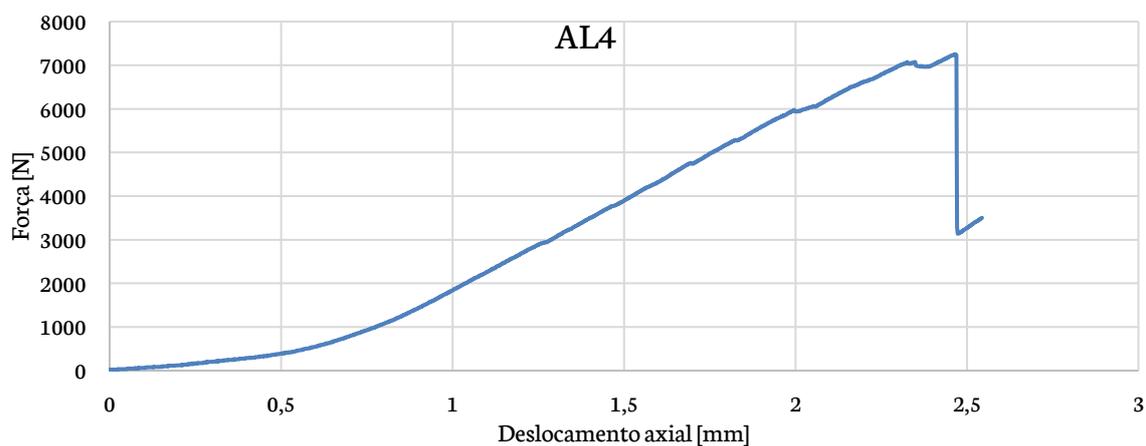


Figura 5.1.4- Resultado do ensaio de compressão para a vértebra L4 intacta (AL4).

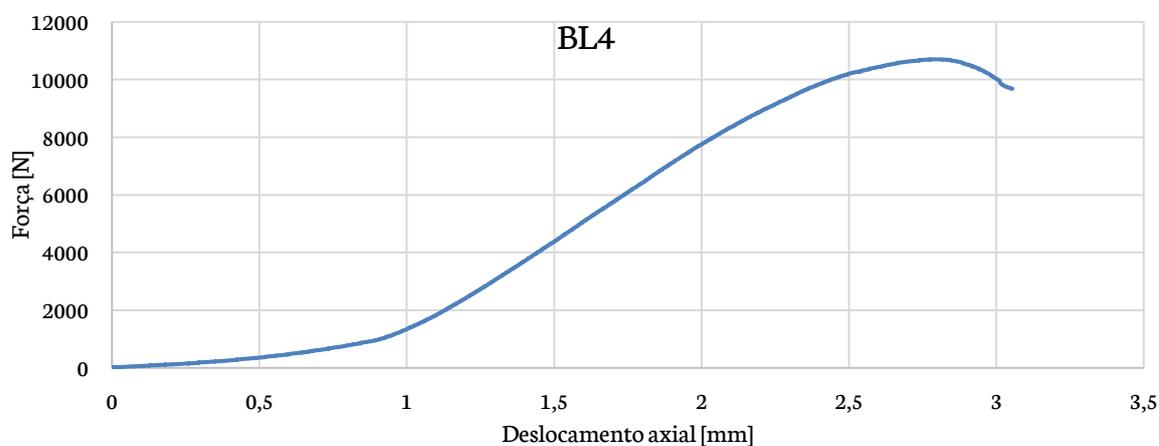


Figura 5.1.5- Resultado do ensaio de compressão para a vértebra L4 com defeito (BL4).

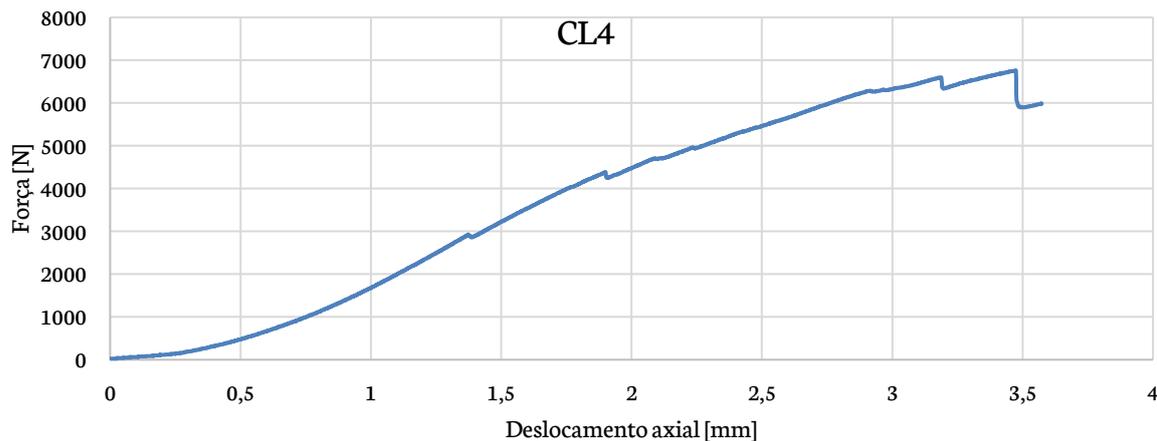


Figura 5.1.6 - Resultado do ensaio de compressão para a vértebra L4 com Cerament (CL4).

Foram também avaliados outros parâmetros: a altura da vértebra (AV), a densidade mineral do osso trabecular (DMOt), o volume de interesse do defeito (VID) e o derrame de cimento para o interior do canal vertebral. Foi verificado um diminuto derrame de cimento para o canal vertebral em duas vértebras. Os valores estatísticos destes parâmetros estão apresentados na Tabela 5.1.1.

Tabela 5.1.1- Análise de estatística descritiva dos grupos de vértebras (n=18). [54]

| Grupo de vértebras | AV [mm]    | DMOt [g/cm <sup>3</sup> ] | VID [mm <sup>3</sup> ] |
|--------------------|------------|---------------------------|------------------------|
| A                  | 38.16±2.01 | 0.397±0.010               | -                      |
| B                  | 37.19±2.03 | 0.359±0.056               | 1160.99±168.26         |
| C                  | 37.23±1.61 | 0.358±0.029               | 1308±312.36            |
| D                  | 35.86±0.96 | 0.292±0.019               | 1.357±112.17           |

## 5.2 Caracterização do cimento ósseo

Para contornar a falta de informação sobre as propriedades mecânicas do cimento em estudo, foram realizados testes de compressão para aferir sobre as mesmas. Os testes e as amostras de cimento foram realizados segundo a norma ASTM F451. Após a sua consulta foi desenhado e maquinado um molde para obter espécimes de cimento, cilindros com 6 mm de diâmetro e 12 mm de altura de acordo com as especificações estabelecidas. Dos espécimes obtidos foram selecionados os que apresentaram os requisitos estipulados pela norma e foram realizados ensaios de compressão com velocidade de 20mm/min. Na Figura 5.2.1 é apresentado o procedimento para a caracterização do cimento que passou pela consulta da norma, elaboração do modelo CAD do molde, respectivos desenhos técnicos e maquinagem, preparação do cimento, obtenção dos espécimes e ensaios de compressão.

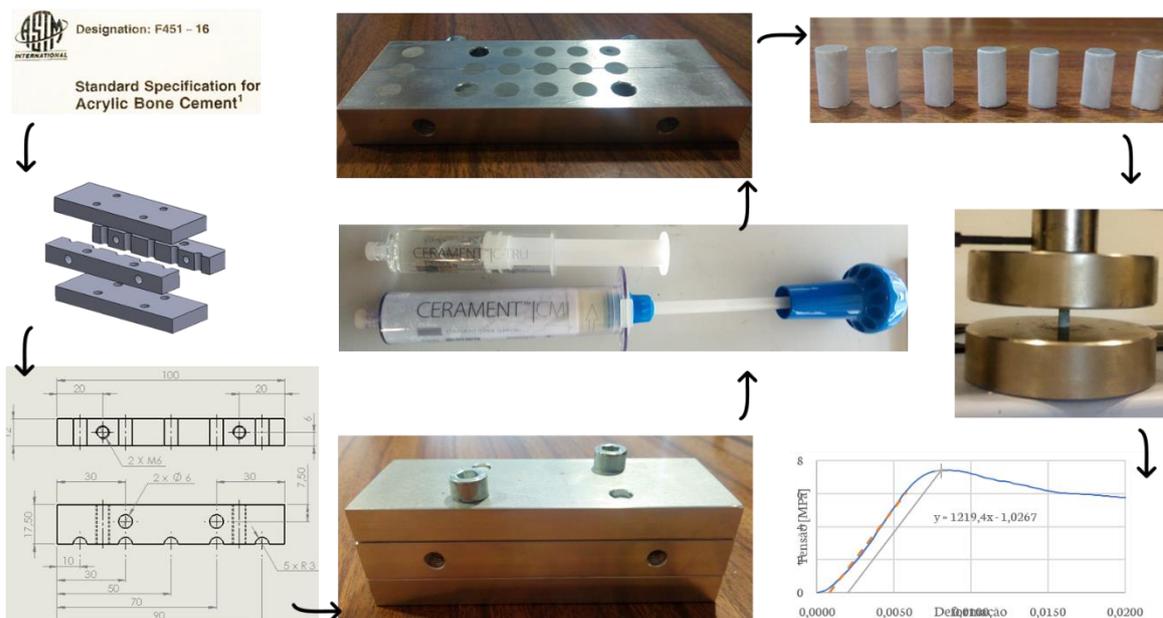


Figura 5.2.1 - Procedimento de para caracterização do cimento. 1-consulta da norma; 2-Obtenção do modelo CAD do molde; 3-Elaborar desenhos técnicos; 4-Obtenção do molde após a maquinagem; 5- Preparação do cimento ósseo Cerament®; 6-Preparação dos espécimes; 7- Obtenção dos espécimes; 8- Ensaios de compressão; 9- Obtenção das propriedades mecânicas

Após a recolha dos dados relativos aos ensaios de compressão, estes foram tratados de forma a obter a curva da tensão em função da deformação como ilustrado na Figura 5.2.2. Após a análise dos gráficos obtidos foi aferido o módulo de elasticidade do cimento e a tensão limite de elasticidade. Dos cinco ensaios levados a cabo, dois apresentaram características mecânicas que se desviam do intervalo de valores aceitáveis para qualquer cimento ósseo e assim sendo não foram usados para definir as propriedades do mesmo. Na Figura 5.2.2 é possível observar um dos gráficos elaborados e na Tabela 5.2.1 encontra-se um resumo das propriedades mecânicas aferidas através dos ensaios.

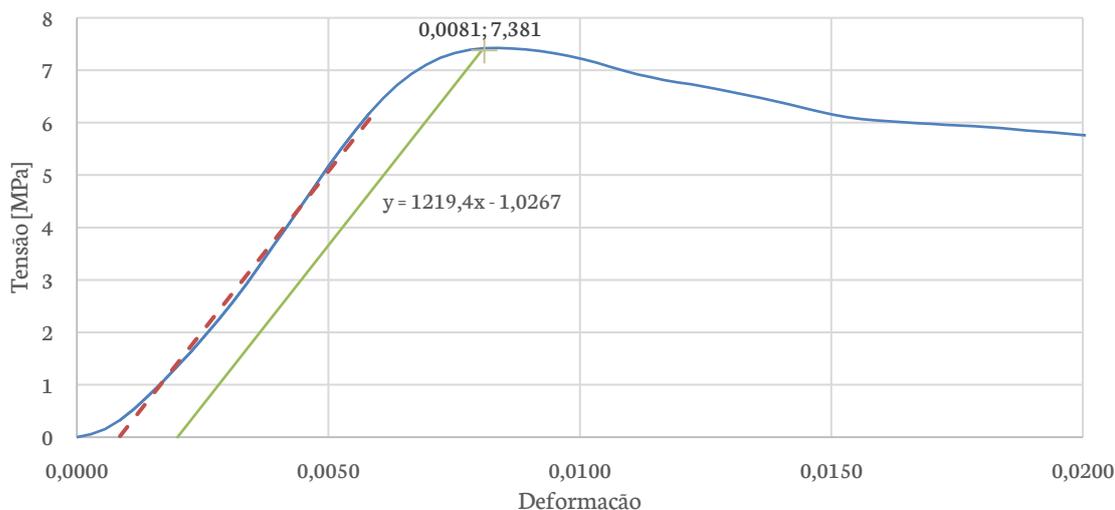


Figura 5.2.2 - Gráfico elaborado a partir dos dados extraídos do ensaio de compressão de um dos provetes.

Tabela 5.2.1 - Propriedades mecânicas elásticas dos espécimes de cimento ósseo Cerament® aferidos através dos ensaios de compressão.

| <b>Espécime</b> | <b>Módulo de elasticidade [MPa]</b> | <b>Tensão de limite de elasticidade à compressão [MPa]</b> | <b>Média de <math>E</math> [MPa]</b> | <b>Média de <math>T_c</math> [MPa]</b> |
|-----------------|-------------------------------------|--|--------------------------------------|--|
| <b>1</b>        | 1219,4                              | 7,381  |                                      |  |
| <b>2</b>        | 1181,2                              | 6,829  | 1207.5                               | 6.837                                  |
| <b>3</b>        | 1222                                | 6,300  |                                      |  |



## CAPÍTULO 6

### MODELOS NUMÉRICOS DA VÉRTEBRA LOMBAR

Neste capítulo são apresentados dois estudos relevantes relacionados com o tema em causa. Tratam-se de estudos numéricos relacionados com as vértebras lombares e a sua avaliação biomecânica após esta ser submetida a uma vertebroplastia percutânea. No primeiro estudo é feita a comparação entre o uso de um cimento acrílico standard e um de baixo modulo de elasticidade e são avaliadas a rigidez e as tensões nas faces superior e inferior. No Estudo 2 é avaliada a alteração biomecânica com a posição do cimento fazendo-se comparações. Esta revisão de trabalhos foi um suporte para metodologia adotada e foram usados como referências guadoras para este trabalho.

São também apresentadas todas as etapas que contribuíram para o desenvolvimento dos modelos de elementos finitos da vértebra L4. Primeiramente foi realizada uma reconstrução geométrica da estrutura óssea da vértebra recorrendo a tomografias computadorizadas. Através da segmentação e processamento das imagens obtiveram-se três geometrias, a do osso cortical, trabecular e da fratura. Estando estes terminados, desenvolveram-se os modelos de elementos finitos para os três estados a serem avaliados: Vértebra intacta, vértebra com fratura e vértebra cimentada. Para cada um dos casos foram definidas as propriedades dos materiais, foi gerada a malha, aplicadas as condições de fronteira e foram aplicadas forças compressivas. As condições de fronteira e forças compressivas foram adotadas de modo a reproduzir as condições dos ensaios experimentais para efeitos de validação e aplicada uma carga fisiológica para todos os casos te estudo de modo a ser feita uma análise comparativa.

#### 6.1 Revisão de trabalhos

##### Estudo 1

*Kinzl M. et al* [56] desenvolveram e validaram uma melhoria de um método de elementos finitos homogeneizado para uma anatomia específica (a vértebra), para futuras aplicações pré-clínicas, com o intuito de prever o comportamento mecânico, local e aparente, dos corpos vertebrais

com cimento ósseo. Para isso foram usadas propriedades reais das estruturas ósseas bem como do cimento ósseo e incluídas as acumulações de deformações no ósseas.

Para a parte experimental quarenta e nove secções de corpos vertebrais lombares foram aumentados com um cimento acrílico ósseo de baixo módulo de elasticidade ou com cimento ósseo standard [39]. Desses, quarenta e uma foram usadas para efeitos de validação e as restantes oito foram usadas para aferir as propriedades mecânicas reais dos cimentos. As secções dos corpos vertebrais foram sujeitas a um TAC antes e após serem preenchidas com cimento ósseo. As imagens obtidas foram segmentadas criando máscaras para as diferentes regiões. Foram feitos testes de compressão nas quarenta e uma vértebras seguindo um protocolo desenvolvido por *Dall'Ara* [57] com o propósito de validação de resultados. Das oito vértebras restantes, preenchidas com cimento ósseo, foram retiradas porções dos cimentos e essas amostras foram também testadas à compressão para caracterizar o comportamento do material para usar as informações obtidas para desenvolver o modelo não linear. O processo experimental está esquematizado na *Figura 6.1.1*.

A geometria da vértebra foi obtida através das imagens provenientes do TAC antes da inserção do cimento. Foi adquirida uma superfície com malha triangular representante do contorno trabecular através da segmentação e da mesma forma se procedeu para a obtenção da superfície cortical exterior. Para obter a geometria do osso cortical subtraiu-se à máscara delimitada pela superfície cortical exterior a máscara delimitada pelo osso trabecular.

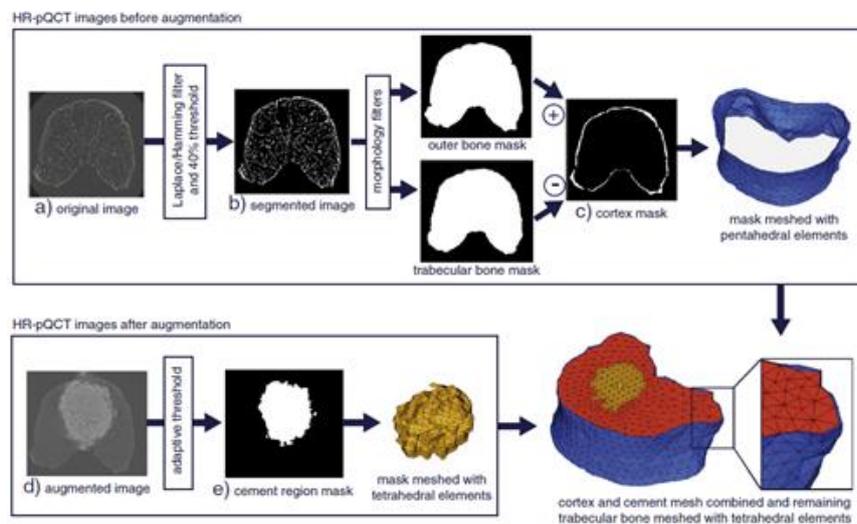


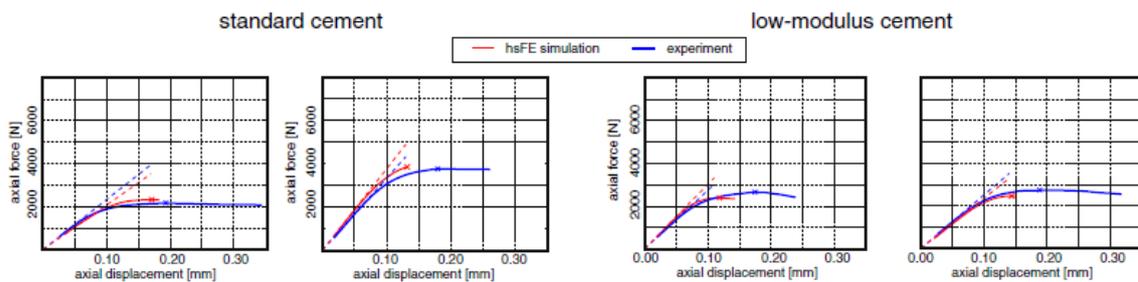
Figura 6.1.1- Esquemática da metodologia de validação de Kinzl et al [56]. À esquerda, experimental e à direita a numérica.

Para a geometria dos modelos aumentados, com as imagens dos TACs depois da inserção do cimento, foi realizada a segmentação das imagens da região do cimento obtendo-se uma superfície com malha cúbica.

Através as superfícies com malhas cúbicas, para o caso do cimento, e triangulares, para o caso do osso cortical e trabecular, foram extrudidas malhas com elementos tridimensionais tetraédricos para o cimento e para o osso trabecular e uma malha pentaédrica para o osso cortical.

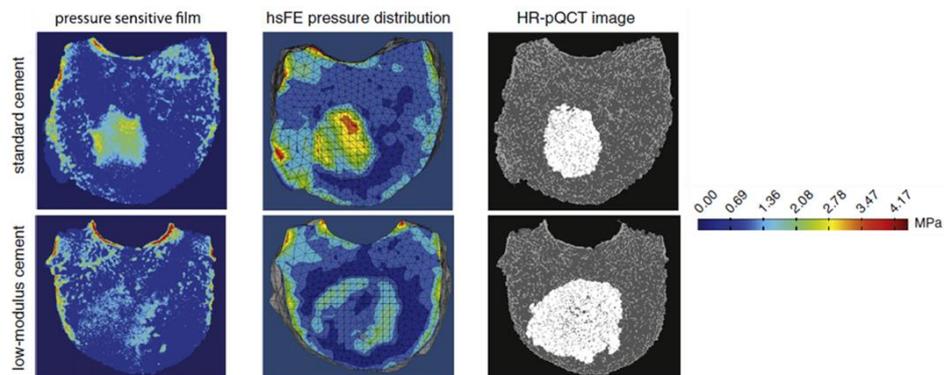
As propriedades dos materiais adotadas para a análise numérica foram obtidas, para o caso do osso, através de equações de modo a que estas variassem localmente dependendo da fratura e para o cimento através equações cujas variáveis foram aferidas nos ensaios de compressão.

Em relação às condições de fronteira foi usado um encastramento em todas as direções na face inferior assumindo um elevado coeficiente de fricção entre a secção da vértebra e o disco onde esta foi colocada. Para a face superior foi aplicada uma compressão de um disco rígido e o contacto entre a vértebra e o disco foi modelado com um coeficiente de fricção elevado (0,8). A simulação foi feita através de uma análise não linear e foram extraídos os dados da força axial aplicada vs deslocamento axial obtido. Na *Figura 6.1.2* encontram-se alguns gráficos representativos onde se apresentam os resultados experimentais (a azul) e numéricos (a vermelho) para o caso do cimento standard e de baixo módulo de elasticidade, e na *Figura 6.1.3* imagens comparativas das pressões numa superfície do espécime.



*Figura 6.1.2 - Resultados representativos da validação dos resultados numéricos.*

Verifica-se um aumento das tensões nos espécimes com cimento standard e também uma rigidez aparente superior. Este estudo focou-se no desenvolvimento de um estudo numérico, tendo por espécimes de vértebras humanas, na sua validação através da comparação com resultados experimentais e na comparação biomecânica entre os resultados com vértebras cimentadas com cimento ósseo acrílico standard e um com inferior módulo de elasticidade. No entanto não foi feita uma comparação biomecânica da vértebra intacta e cimentada, os espécimes usados são secções de vértebras e não a sua geometria total.



*Figura 6.1.3 - Comparação de pressões do estudo experimental e numérico em vértebras injetadas com cimento standard e de baixo módulo de elasticidade.*

## Estudo 2

Liang et al [58] investigaram os efeitos biomecânicos da insuficiente distribuição do cimento na área fraturada e da distribuição assimétrica do cimento na periferia na zona das fraturas vertebrais de compressão osteoporóticas. Para tal obtiveram a geometria de um segmento vertebral (T11-L1) através de tomografias computadorizadas. As outras estruturas anatómicas (disco intervertebral e cartilagem) foram modeladas e foram também incluídos ligamentos. Para simular a fratura de compressão foi feita uma ranhura no modelo geométrico com 20 mm de profundidade, 30mm de largura e 2 mm de altura. Para simular um modelo ósseo osteoporótico as propriedades mecânicas dos mesmos foram diminuídas percentualmente, sendo que a redução percentual do valor do módulo de elasticidade foi 66%, para o osso trabecular e 33% para o cortical, elementos posteriores (Tabela 6.1.1).

Tabela 6.1.1 - Propriedades usadas no estudo por Liang et al [58].

| Componente          | Módulo de elasticidade [MPa] | Coef. Poisson |
|---------------------|------------------------------|---------------|
| Osso cortical       | 8040 (67% do normal)         | 0.3           |
| Osso trabecular     | 34 (34% do normal)           | 0.2           |
| Estrutura posterior | 2345 (67% do normal)         | 0.25          |
| PMMA                | 3000                         | 0.4           |

Para simular o cimento criaram dois cilindros de aproximadamente 2mL de volume e a posição destes foi variada para estudar os casos de insuficiência da distribuição do cimento (ID), de suficiente distribuição e simetria (SD), dois casos de assimetria uma superior (BU) e outra inferior (BD), como ilustrado na Figura 6.1.4.

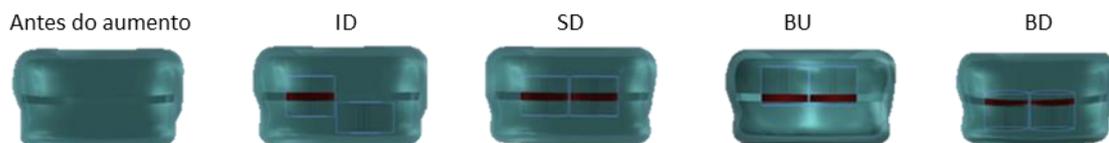


Figura 6.1.4 - Casos de estudo Adaptado de [58].

Considerando os efeitos dos músculos paravertebrais foi aplicada uma compressão de 500 N em conjunto com um momento de 7.5 Nm. Os resultados foram validados comparando com dados da literatura. Foram avaliadas as distribuições das tensões de Von Mises no osso cortical e esponjoso da vértebra T12 no modelo fraturado e após a vertebroplastia (Figura 6.2.2) e avaliado o deslocamento máximo para estes modelos (Figura 6.1.5)

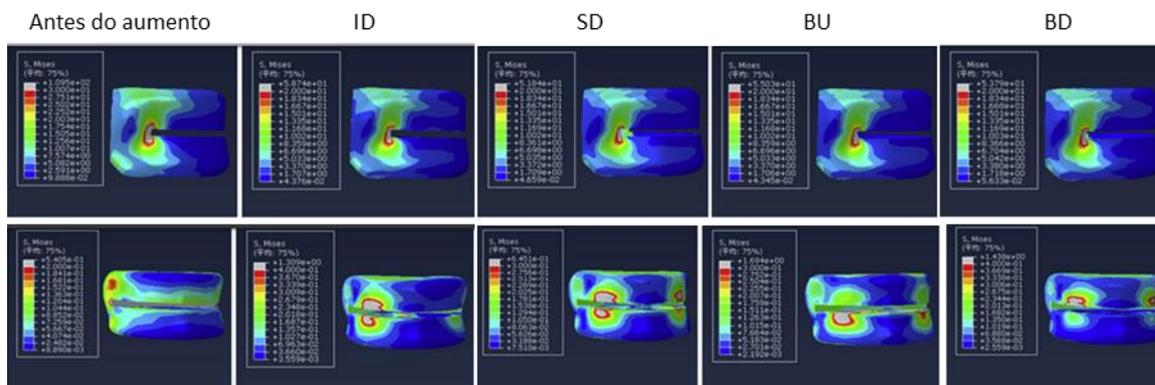


Figura 6.1.5 - Comparação das tensões de Von Mises, para todos os modelos, para o osso cortical (em cima) e para o osso esponjoso (em baixo). Adaptado de [58]

Comparando com o modelo de fratura antes da vertebroplastia, a distribuição da tensão de Von Mises do osso trabecular foi transferida e concentrada para o osso trabecular periférico ao volume ocupado pelo cimento ósseo, e no osso cortical não se verificaram alterações nos modelos cimentados.

As tensões máximas de Von Mises no osso trabecular e cortical e o deslocamento máximo da vértebra do grupo ID aumentaram, comparando o grupo SD, enquanto a distribuição assimétrica de cimento ao redor da área fraturada nos grupos BU e BD aumentou principalmente a tensão máxima de Von Mises no osso esponjoso de forma significativa. Resultados semelhantes podem ser vistos em todas as condições de carga na Figura 6.1.6.

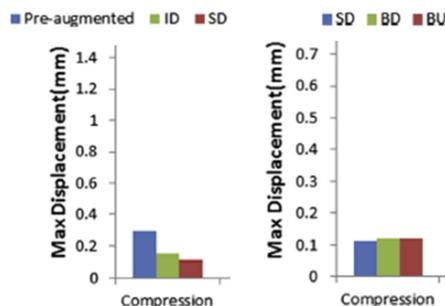
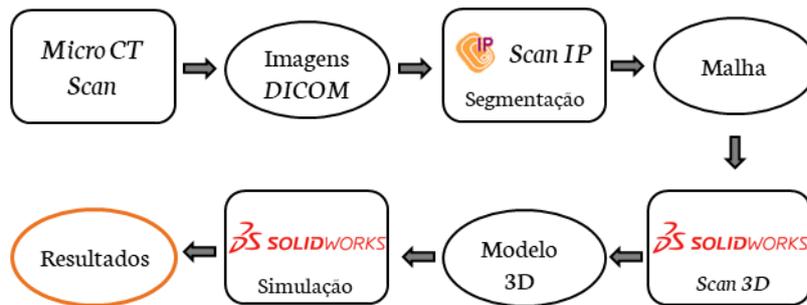


Figura 6.1.6 - Deslocamento máximo em compressão para cada um dos modelos. Adaptado de [58].

Neste estudo partiu-se de uma vértebra humana para a obtenção da geometria e foi comparada a situação de uma unidade vertebral intacta com a cimentada, no entanto as geometrias da fratura e do cimento são simplificadas.

## 6.2 Modelos geométricos

Para a obtenção dos resultados numéricos foi seguido um procedimento esquematizado na *Figura 6.1.2.1* que passa pela obtenção de uma malha, a partir da qual serão obtidos os modelos geométricos em *CAD*. A partir deste modelo geométrico foram aplicadas todas as condições necessárias para proceder às simulações e obter resultados.



*Figura 6.2.1- Procedimento para a obtenção de resultados numéricos.*

Para o desenvolvimento do modelo geométrico da vértebra L4, foi necessário recorrer a imagens de tomografia axial computadorizada (TACs) de um modelo ósseo de uma ovelha de Merino disponibilizadas pela Dra. Joana Reis. Estas imagens foram disponibilizadas em formato *DICOM* (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) obtidas por um *Micro CT Scan*. Adquiridas as imagens, foi necessário processá-las recorrendo a um *software* dedicado, sendo estas editadas e segmentadas de forma a permitir a obtenção do modelo 3D da estrutura óssea. Em primeiro lugar foram importadas as imagens em 2D no *software Scan IP* como ilustra a *Figura 6.2.2*. Tratando-se de um *micro CT* foram reduzidos os dados para ser possível o processamento dos mesmos tendo em conta as limitações computacionais. Inicialmente as imagens tinham uma extensão física de píxeis de 652 no eixo x, 652 no eixo y e 726 no eixo z sendo que este último foi reduzido para 182. Nos outros eixos mantiveram-se para se conseguir uma visualização nítida das imagens para fazer a segmentação e correta distinção entre o osso cortical, o osso esponjoso e a fratura para desta forma obter um modelo geométrico computacional que fosse o mais fiel possível ao modelo real. A diminuição dos dados nos outros eixos foi feita após a obtenção máscaras, ficando assim com uma extensão física de 182 píxeis em todos os eixos.

Desta forma foram obtidas três máscaras que correspondem, à área global da vértebra, do osso trabecular e da fratura como ilustra a *Figura 6.2.2*.



Figura 6.2.2 - Segmentação das imagens DICOM; Imagem inicial; ao centro a máscara do osso cortical; Máscara de toda a geometria; Máscara do osso esponjoso; Máscara do defeito ósseo

De forma a obter um modelo coerente e contínuo foi aplicado um filtro de suavização gaussiano. O software, recorrendo à sobreposição das várias layers, possibilita a visualização do modelo 3D como se pode ver na Figura 6.2.3.

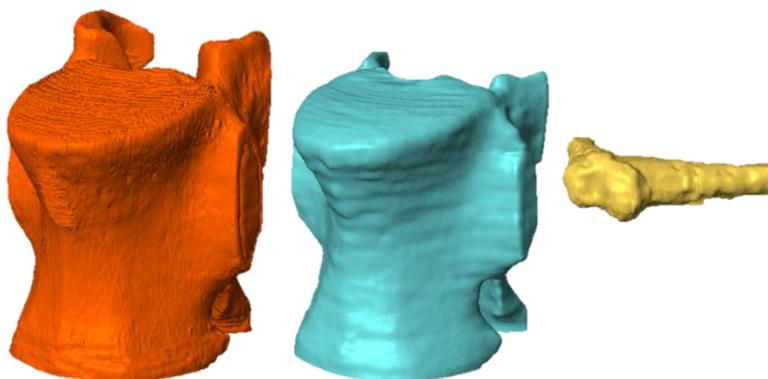


Figura 6.2.3 - Malhas obtidas após a segmentação; Do osso cortical à esquerda; Do osso esponjoso ao meio; Do defeito à direita.

Deste modo foram extraídos dois ficheiros STL. O passo seguinte passou pela obtenção do modelo geométrico através da malha extraída e sendo obtidos os três modelos CAD. O modelo cortical foi obtido através da subtração do osso esponjoso à geometria global da vértebra.

Neste trabalho serão estudados três casos: a vértebra intacta, vértebra com defeito e vértebra cimentada. No entanto o levantamento do volume de cimento ósseo não foi possível ser feito através das imagens provenientes dos TACs. Devido à quantidade de ruído não foi possível reconhecer as fronteiras entre o osso trabecular e o cimento ósseo como é possível verificar na Figura 6.2.4.

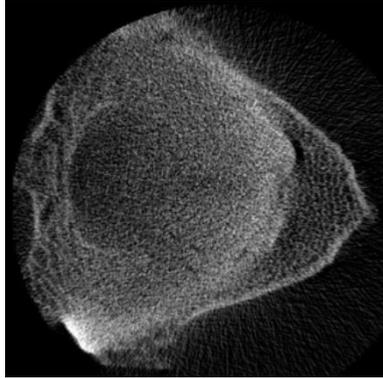


Figura 6.2.4- Imagem de TAC com de vértebra cimentada.

Desta forma foram considerados 2 modelos para o caso da vértebra cimentada. Um deles em que o cimento preenche totalmente a zona da fratura e outro em que o volume do cimento é ligeiramente maior que o da fratura de forma a considerar a infiltração do cimento ósseo nas trabéculas adjacentes ao defeito. Assim foram obtidos 4 modelos CAD, prontos para prosseguir para os modelos numéricos exposto na *Figura 6.2.5*.

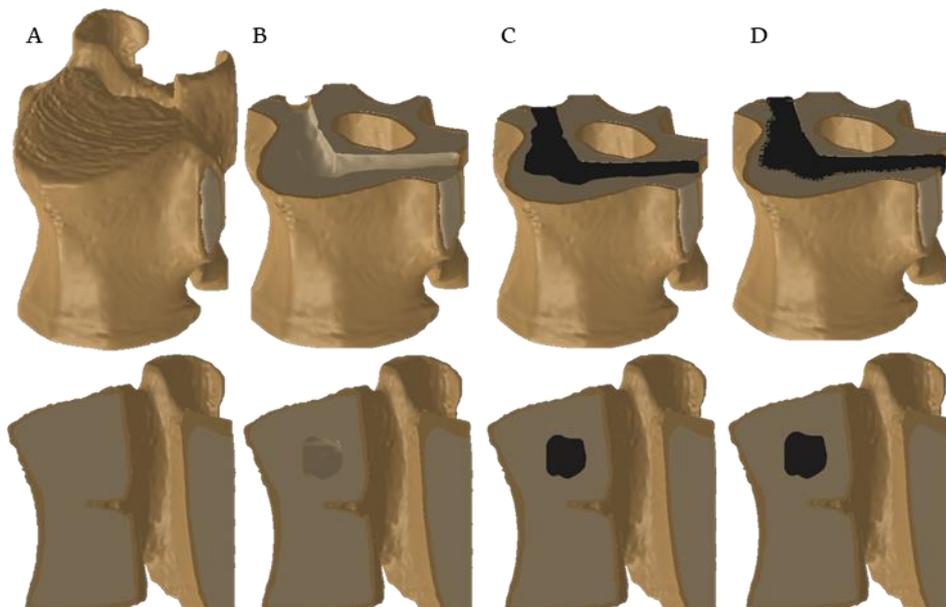


Figura 6.2.5- Modelos geométricos; A-vértebra intacta (AL4); B-vértebra com defeito (BL4); C-cimentada (volume cimento=defeito) (CL4); D- cimentada (volume cimento>defeito (CL4#)).

### 6.3 Modelo de elementos finitos

Após a conclusão dos modelos geométricos, deu-se início à preparação das condições necessárias à realização das simulações. Usando o módulo de *Solidworks Simulation* atribuíram-se as

propriedades aos materiais, foram definidas as condições de fronteira e aplicadas as cargas de forma a repercutir as condições dos ensaios experimentais anteriormente descritos.

Foram feitas análises estáticas e a primeira etapa passou foi definir as propriedades dos materiais envolvidos. Todos os materiais foram considerados homogêneos e foram atribuídas as propriedades do comportamento elástico dos mesmos. Na *Tabela 6.3.1* estão descritas as propriedades usadas para cada um dos materiais.

*Tabela 6.3.1- Magnitude das forças uniaxiais usadas para cada caso de estudo*

|   | <b>Módulo de elasticidade [MPa]</b> | <b>Coefficiente de Poisson</b> | <b>Referências</b> |
|---|-------------------------------------|--------------------------------|--------------------|
| <b>Osso cortical</b>  | 12 000                              | 0.3                            | [32]-[34], [59]    |
| <b>Osso trabecular</b>                                      | 100                                 | 0.2                            | [32]-[34], [59]    |
| <b>Cimento (CERAMENT™)</b>                                  | 1 207.5                             | 0.3                            |                    |
| <b>Cimento forro (Vertex Cold Cure)</b>                     | 2 316                               | 0.3                            | [60]               |
| <b>PMMA (Vertecem, Synthes GmbH, Oberdorf, Switzerland)</b> | 2 306                               | 0.3                            | [29]               |

Seguidamente foram definidas as condições de fronteira. Para simular o ensaio de compressão foi aplicado um encastramento em todas as direções na face inferior assumindo um elevado coeficiente de fricção entre a secção da vértebra e o disco onde esta foi colocada. Os contactos entre o osso cortical, esponjoso e o cimento usado para forrar a vértebra foram definidos como rigidamente ligados assim como o cimento CERAMENT™ para o caso de vértebra cimentada. A força é uniaxial e foi aplicada no ponto ventral da vértebra a 25% da sua altura tal como nos ensaios experimentais. Em relação à magnitude da força, esta variou de caso para caso. Estas foram definidas de acordo os ensaios experimentais e estão documentadas na *Tabela 6.3.2*.

*Tabela 6.3.2- Magnitude das forças uniaxiais aplicadas e número de elementos gerados para cada caso de estudo para a validação.*

| <b>Caso</b>                   | <b>Magnitude máxima da força aplicada [N]</b> |
|-------------------------------|---|
| Intacta (AL4)                 | 7 075   |
| Com defeito (BL4)             | 10 687.5                                      |
| Cimentada com Cerament® (CL4) | 6 600   |
| Cimentada c/ offset           |   |
| Cimentada com Vertecem® (DL4) | 6 600   |

A malha gerada foi uma malha sólida tetraédrica quadrática para todos os componentes e foi definida como compatível entre os mesmos. O número de elementos para cada simulação está discriminado na *Tabela 6.3.3* e na *Figura 6.3.1* está ilustrada a malha gerada.

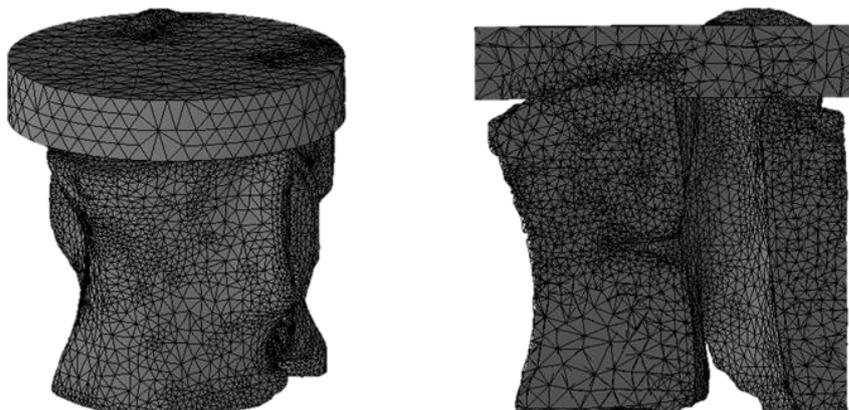


Figura 6.3.1 - Geração da malha para os modelos. À esquerda: vista isométrica; À direita: seção no plano medial.

Adotando as mesmas condições de fronteira e de carga, alterando apenas a sua magnitude, foram também feitas análises para o caso de carga de 800N, que corresponde à carga exercida na coluna numa posição ereta e relaxada [61]. Estas análises foram feitas de modo a comparar o comportamento mecânico da vértebra para os vários casos de estudo, sujeitas à mesma carga. Para comparar quantitativamente os valores do deslocamento, deformações principais e tensões principais foram selecionados segmentos num corte medial no osso cortical e esponjoso e num corte transversal, a uma altura de 27.5 mm, na zona do cimento ósseo no cimento como ilustrado na Figura 6.3.2.

Tabela 6.3.3- Magnitude das forças uniaxiais aplicadas e número de elementos gerados para cada caso de estudo para a validação.

|           | <b>Caso</b>                   | <b>Número total de elementos</b> |
|-----------|-------------------------------|----------------------------------|
| Validação | Intacta (AL4)                 | 190 909                          |
|           | Com defeito (BL4)             | 206 298                          |
|           | Cimentada com Cerament® (CL4) | 217 469                          |
|           | Cimentada c/ offset           | 216056                           |
|           | Cimentada com Vertecem® (DL4) | 217 469                          |
| Estudo    | Intacta (AL4)                 | 214840                           |
|           | Com defeito (BL4)             | 231007                           |
|           | Cimentada com Cerament® (CL4) | 225386                           |
|           | Cimentada com Vertecem® (DL4) | 225386                           |

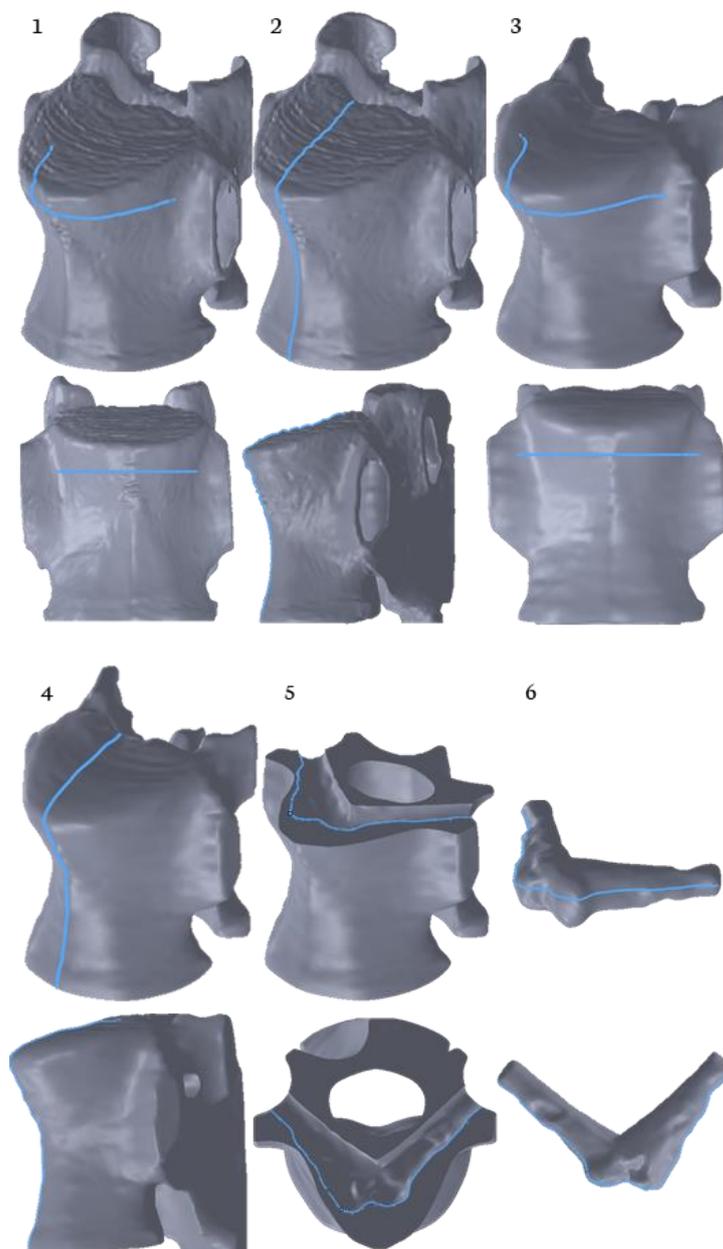


Figura 6.3.2 - Segmentos do osso cortical, esponjoso, e cimentos ósseos em estudo. Em cima numa vista isométrica e em baixo uma vista ortogonal ao segmento. 1-Segmento do corte transversal no osso cortical; 2- Segmento do corte medial no osso cortical; 3- Segmento do corte transversal no osso esponjoso; 4- Segmento do corte medial no osso esponjoso; 5- Segmento do corte transversal no osso esponjoso para o caso BL4; - Segmento do corte transversal no cimento ósseo para os casos CL4 e DL4.



## CAPÍTULO 7

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados primeiramente em relação à validação do modelo numérico para os casos de vértebra intacta, com defeito e cimentada com Cerament<sup>®</sup>. Posteriormente encontram-se os resultados numéricos de avaliação da rigidez aparente da vértebra e do deslocamento axial, das deformações e tensões máximas e mínimas para os segmentos da vértebra em análise para os casos de estudo mencionados anteriormente e ainda para o caso de vértebra cimentada com um cimento acrílico standard.

#### 7.1.1 Validação

Para avaliar a validade do estudo numérico foram comparadas as deslocações no ponto ventral da vértebra a 25% da sua altura, onde a carga foi aplicada, com os valores deslocamentos verificados no ensaio experimental.

Nas análises estáticas a carga é aplicada de forma linear e, ao contrário do que se passa no ensaio experimental, não existe a fase de acomodação do sistema. Assim sendo, para fazer uma comparação com os valores numéricos foi necessário proceder à correção dos gráficos experimentais. Os gráficos corrigidos encontram-se nas *Figuras 7.1.1.1, 7.1.1.2 e 7.1.1.3* para o caso de vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4) e cimentada (CL4) respetivamente.

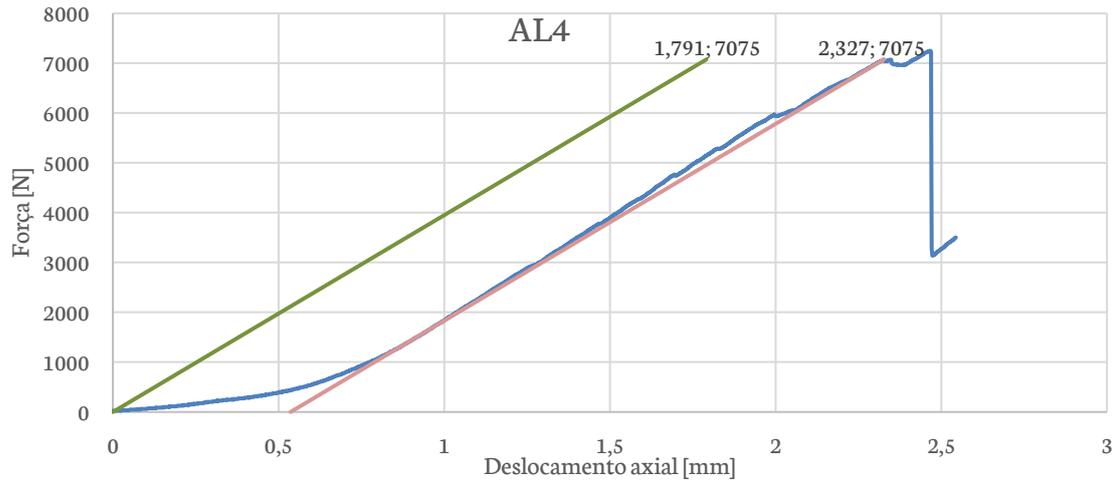


Figura 7.1.1.1-Correção do gráfico carga vs deslocamento do ensaio experimental da vértebra intacta (AL4).

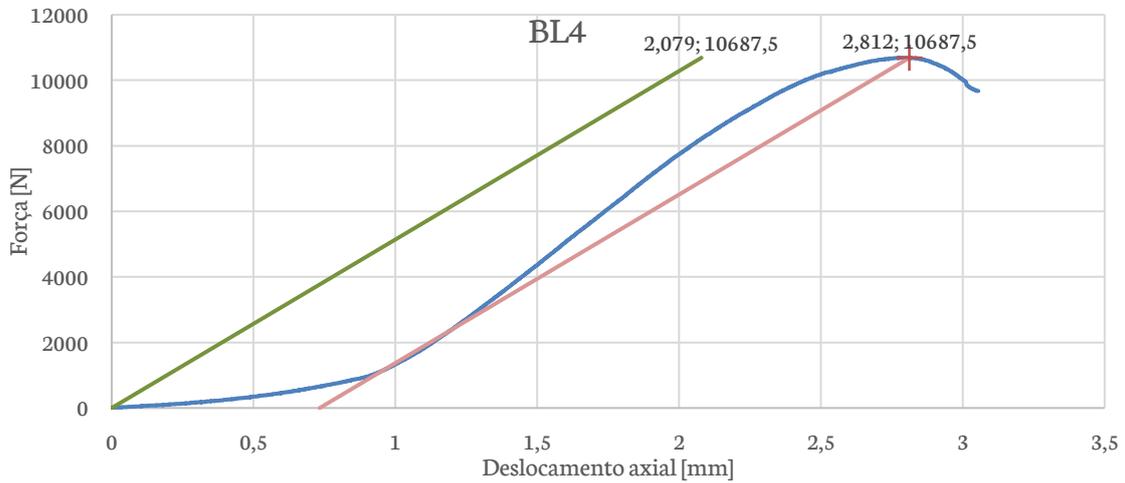


Figura 7.1.1.2 - Correção do gráfico carga vs deslocamento do ensaio experimental da vértebra com defeito (BL4).

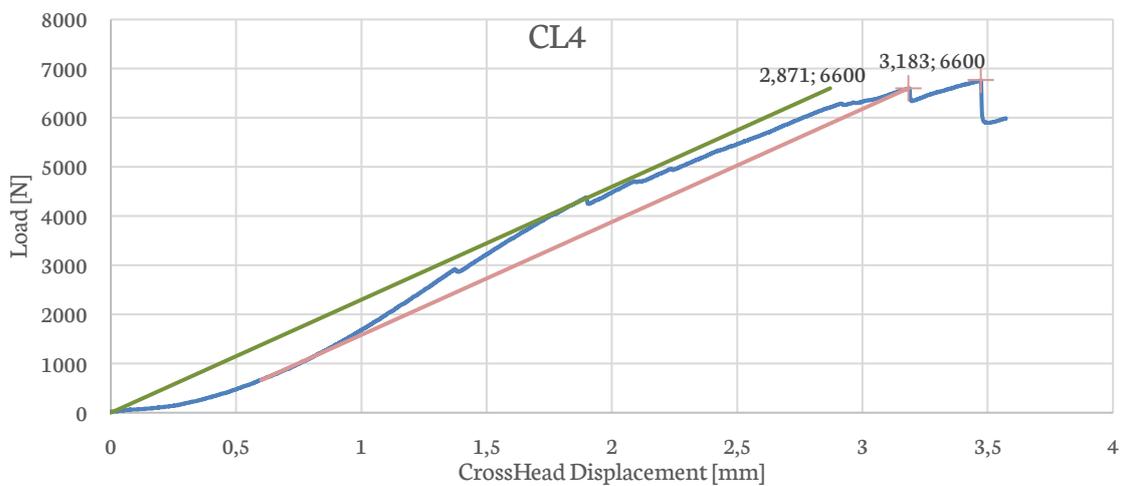


Figura 7.1.1.3 - Correção do gráfico carga vs deslocamento do ensaio experimental da vértebra cimentada (CL4).

Na *Tabela 7.1.1.1* encontram-se sintetizados os resultados experimentais e numéricos em relação ao deslocamento e à rigidez da vértebra para os três casos em estudo. Fazendo a análise destes valores é possível verificar que para no modelo experimental a vértebra com defeito (BL4) apresentou maior rigidez e a cimentada (CL4) apresenta menor rigidez que a vértebra intacta.

Relativamente aos resultados numéricos, para o caso da vértebra intacta (AL4) e com defeito (BL4), os valores dos deslocamentos são muito similares aos experimentais. Em termos de percentagem apresentam desvios inferiores a 20% em relação ao modelo experimental sendo desta forma possível validar o modelo numérico. No entanto no caso da vértebra cimentada já se verifica um desvio superior a 45%.

O modelo cimentado com offset (CL4#) apresentou resultados de deslocamento e rigidez iguais à vértebra cimentada (CL4).

*Tabela 7.1.1.1 - Tabela dos valores do deslocamento experimental vs numérico para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4) e cimentada com Cerament®(CL4) e valores dos resultados numéricos para a vértebra cimentada com offset (CL4#) a vértebra cimentada com PMMA (DL4).*

|             | Carga [N] | Experimental      |                | Numérico          |                | Desvio desloca. [%] |
|-------------|-----------|-------------------|----------------|-------------------|----------------|---------------------|
|             |           | Deslocamento [mm] | Rigidez [N/mm] | Deslocamento [mm] | Rigidez [N/mm] |                     |
| <b>AL4</b>  | 7075      | 1,791             | 3950,6         | 1,698             | 4166,7         | 5,186               |
| <b>BL4</b>  | 10687,5   | 2,079             | 5141,1         | 2,489             | 3754,9         | 19,731              |
| <b>CL4</b>  | 6600      | 2,871             | 2298,6         | 1,520             | 4342,1         | 47,061              |
| <b>CL4#</b> |           |                   |                | 1,520             | 4342,1         |                     |
| <b>DL4</b>  | 6600      |                   |                | 1,515             | 4356,4         |                     |

Adicionalmente, para o modelo de vértebra cimentada, foi feita uma análise usando propriedades de um cimento acrílico standard (Vertecem®) com o objetivo de comparar os resultados em relação ao CSC (Cerament®). Analisando os resultados numéricos, o modelo do cimento PMMA apresentou menor deslocamento e, portanto, maior rigidez que o modelo do cimento CSC.

## 7.1.2 Comparação da rigidez aparente

De forma a comparar a rigidez dos modelos AL4, BL4, CL4 e DL4 sujeitos à mesma carga (800N), foi aferido, tal como anteriormente, o valor do deslocamento no ponto ventral da vértebra a 25% da sua altura. Os valores do deslocamento e rigidez para cada caso estão apresentados na *Tabela 7.1.2.1*.

Comparando a rigidez é possível verificar um aumento da mesma nos modelos CL4 e DL4 de 2.9% e 17.4% e uma diminuição de 2.2% no modelo BL4 comparando com a vértebra intacta (AL4) que apresentou uma rigidez aparente de 4731 N/mm.

Tabela 7.1.2.1 - Resultados do deslocamento no ponto ventral da vértebra a 25% da sua altura e rigidez aparente para os casos de vértebra intacta (AL4), vértebra com defeito (BL4), vértebra cimentada com Cerament® (CL4) e vértebra cimentada com Vertecem® (DL4).

|     | Carga [N] | Numérico          |                |
|-----|-----------|-------------------|----------------|
|     |           | Deslocamento [mm] | Rigidez [N/mm] |
| AL4 | 800       | 0.1691            | 4731           |
| BL4 |           | 0.1729            | 4627           |
| CL4 |           | 0.1644            | 4866           |
| DL4 |           | 0.1440            | 5556           |

### 7.1.3 Resultados numéricos nos segmentos 2 e 4 do corte medial

#### Osso Esponjoso (Segmento 4)

As deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) no osso esponjoso são apresentados na Figura 7.1.3.1 onde são comparados todos os casos de estudo. A partir do gráfico é possível verificar que, em todas as situações, as deformações principais máximas são mais evidentes na zona superior do osso esponjoso entre os 29 e os 34.7 mm de altura e a deformação máxima para o caso AL4 é de  $3.67 \times 10^{-3}$ . Para modelo BL4 o pico de deformação é 0.2% inferior, para o modelo CL4 é 5.6% inferior e o modelo DL4 apresenta um aumento do valor máximo em 21% comparados com a vértebra intacta.

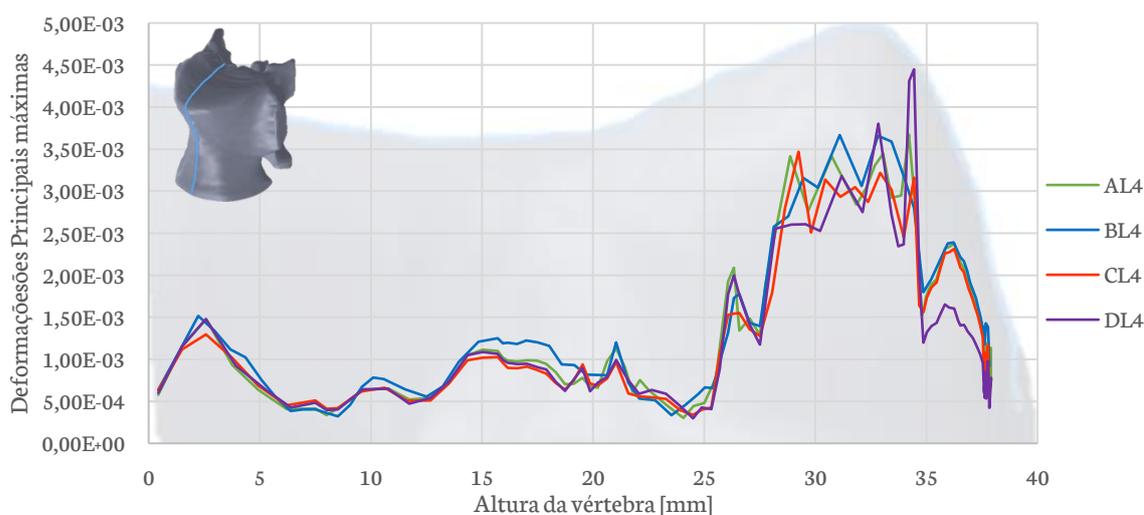


Figura 7.1.3.1 - Gráfico das Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) da vértebra ao longo do corte no plano medial no osso esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem®.

### Osso cortical (Segmento 2)

O gráfico dos deslocamentos axiais ( $U_z$ ) em função da altura do osso cortical está exposto na Figura 7.1.3.2 para todos os casos de estudo. Tal como acontece no osso esponjoso, o deslocamento aumenta gradualmente começando por ser nulo na face inferior e atinge um pico aos 35mm de altura. As diferenças para os deslocamentos mediais nos casos de estudo são mínimas, no entanto continuam a ser maiores para o modelo BL4 apresentando 0,1794mm no pico, seguindo-se os modelos AL4, DL4 e CL4 que diminuem 1.9%, 3.3% e 5.1% em relação à vértebra com defeito.

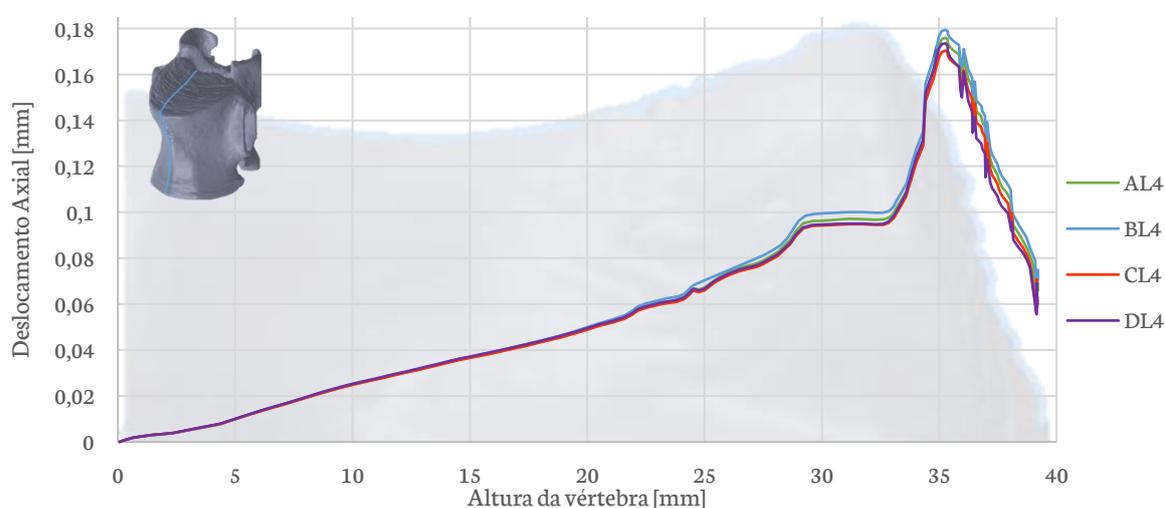


Figura 7.1.3.2 - Gráfico do deslocamento axial ( $U_z$ ) ao longo do corte no plano medial no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

As deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) para no osso cortical estão apresentadas na Figura 7.1.3.3. Estas apresentam um pico na parte inferior da vértebra imediatamente após a face inferior e são evidentes na zona superior da vértebra onde atingem o seu máximo. Nesta zona podem observar-se picos de deformações devido à rugosidade da geometria da face superior da vértebra. As deformações são maioritariamente superiores ao longo do segmento medial na vértebra com defeito (BL4). Entre os 32 e os 33 mm de altura o modelo AL4 atinge um pico de deformação de  $2,698E-3$ . O modelo BL4 apresenta um aumento de 4.4%, o CL4 uma redução de 3.4% e o DL4 de 4,7% em relação ao modelo da vértebra intacta.

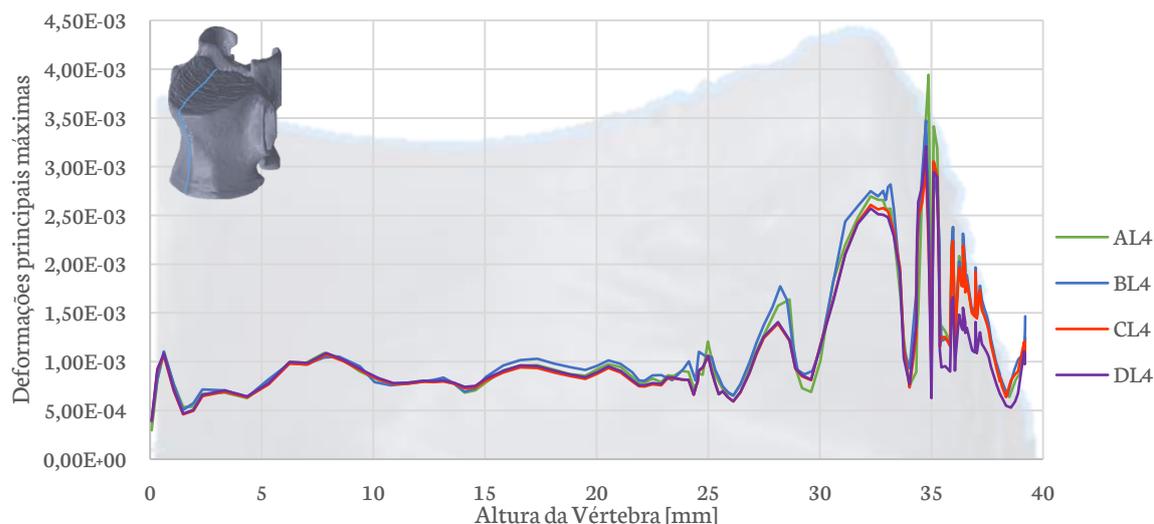


Figura 7.1.3.3 - Gráfico das deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) ao longo do corte no plano medial no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

As tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) no osso cortical encontram-se no gráfico presente na Figura 7.1.3.4. As tensões são acumuladas essencialmente na zona superior e anterior do osso cortical. Verifica-se um decréscimo acentuado a partir dos 33 mm onde se começa a entrar na parte posterior da vértebra. As diferenças entre os casos de estudo são mínimas e os seus valores máximos concentram-se no intervalo de  $42 \pm 1.2$  MPa.

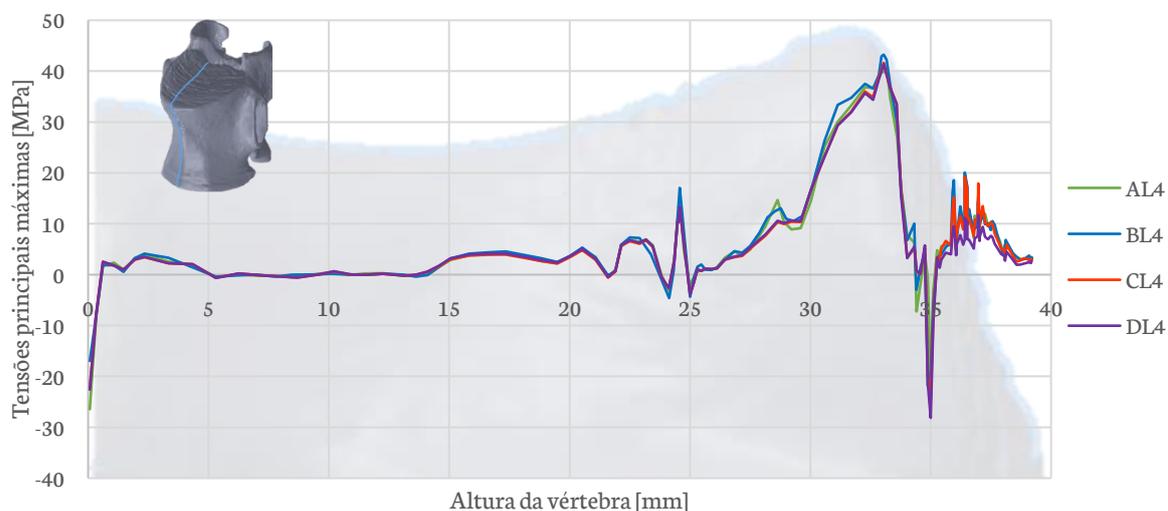
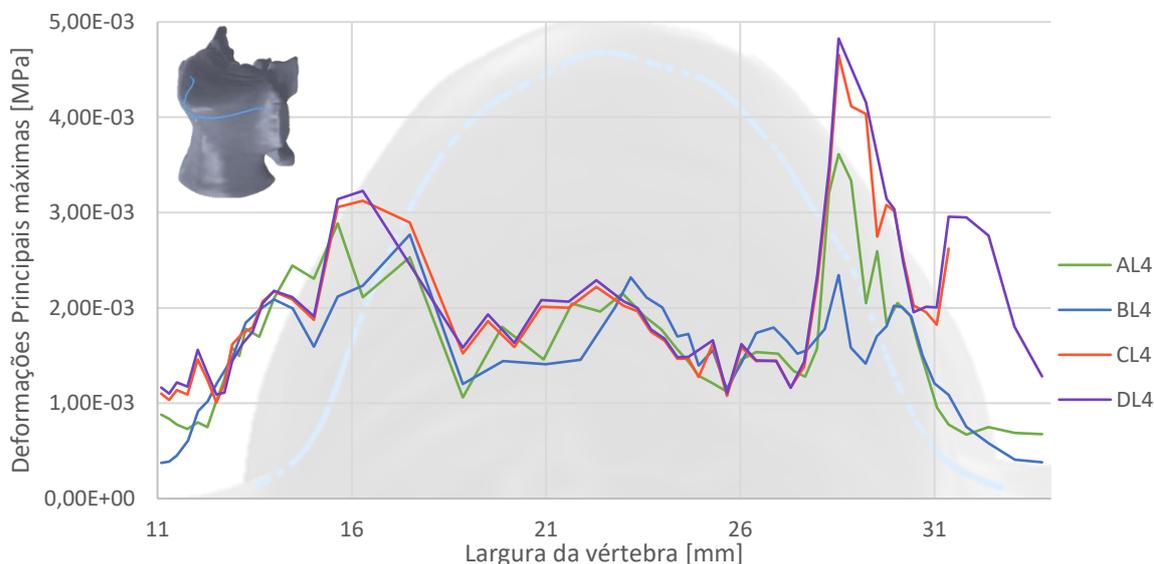


Figura 7.1.3.4 - Gráfico das tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) ao longo do corte no plano medial no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

### 7.1.4 Resultados numéricos nos segmentos 1 e 3 do corte transversal

#### Osso esponjoso (segmento 3)

Os resultados das deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) no osso esponjoso encontram-se no gráfico presente na *Figura 7.1.4.1*. A partir do gráfico é possível observar que as deformações no segmento 3 do corte transversal que atravessa a zona do cimento ósseo são superiores para os modelos da vértebra cimentada. O modelo DL4 é que apresenta maiores deformações superiores seguindo-se o CL4, com valores ligeiramente inferiores, e os modelos AL4 e BL4. O valor de pico de AL4 atinge  $3.613E-3$  mm, o modelo CL4 e DL4 aumentam 33.6% e 28.8% e o caso BL4 diminui 23.4% em relação à vértebra intacta.



*Figura 7.1.4.1* - Gráfico das Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso Esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

#### Osso cortical (Segmento 1)

Na *Figura 7.1.4.2* encontra-se o gráfico das deformações principais máximas no osso cortical ( $\epsilon_1$ ). O modelo BL4 apresenta maior deformação em todo o segmento seguindo-se o modelo AL4. Os modelos CL4 e DL4 apresentam valores semelhantes, no entanto em alguns pontos o modelo DL4 apresenta deformações superiores. A deformação máxima para a vértebra intacta (AL4) é  $1.637E-3$  e o modelo BL4 apresenta um valor 16.4% superior. Do modelo CL4 e DL4 resultaram valores de deformação máxima 12.4% e 13% inferiores à vértebra intacta.

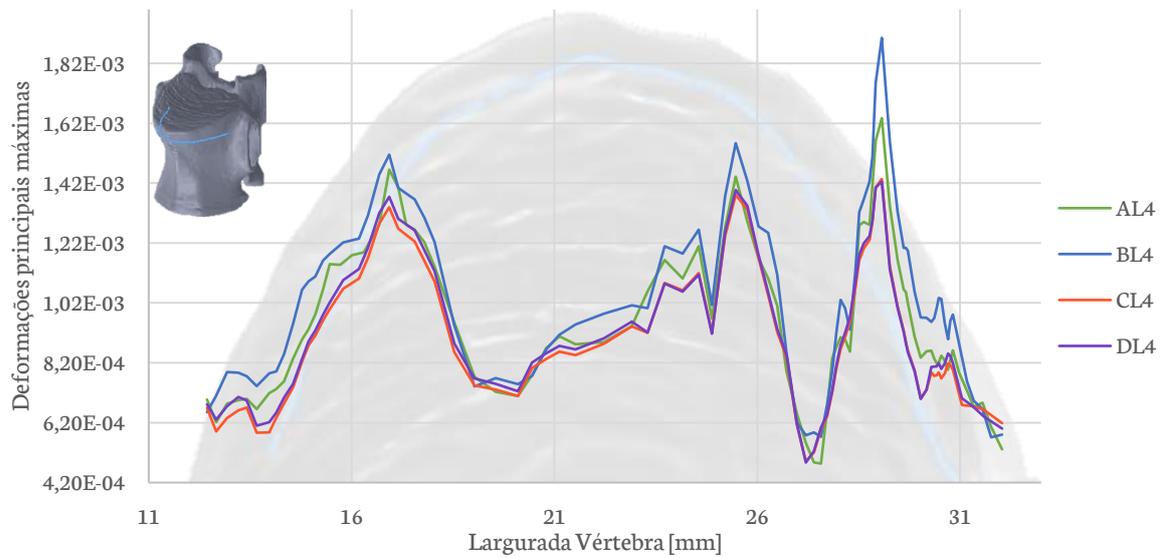


Figura 7.1.4.2 - Gráfico das Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

O gráfico das tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) para o corte transversal no osso cortical está ilustrado na Figura 7.1.4.3. As tensões são mais elevadas nas extremidades do segmento. A tensão máxima para o modelo de vértebra intacta é de 12,95 MPa. A vértebra com defeito apresenta um aumento de 39.4% e as cimentadas CL4 e BL4 um decréscimo de 23% e 25.6%, respetivamente.

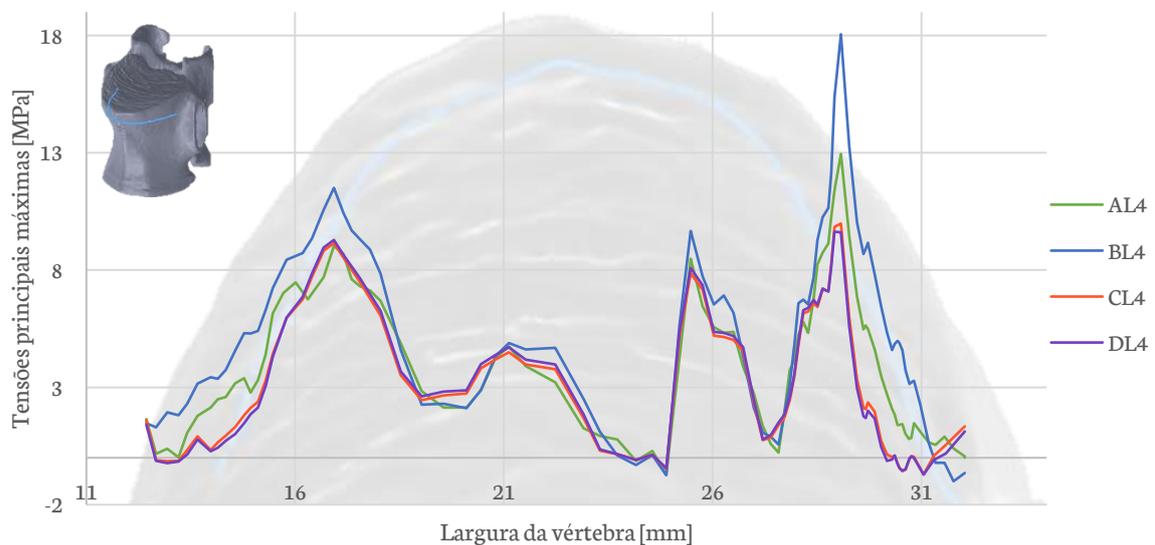
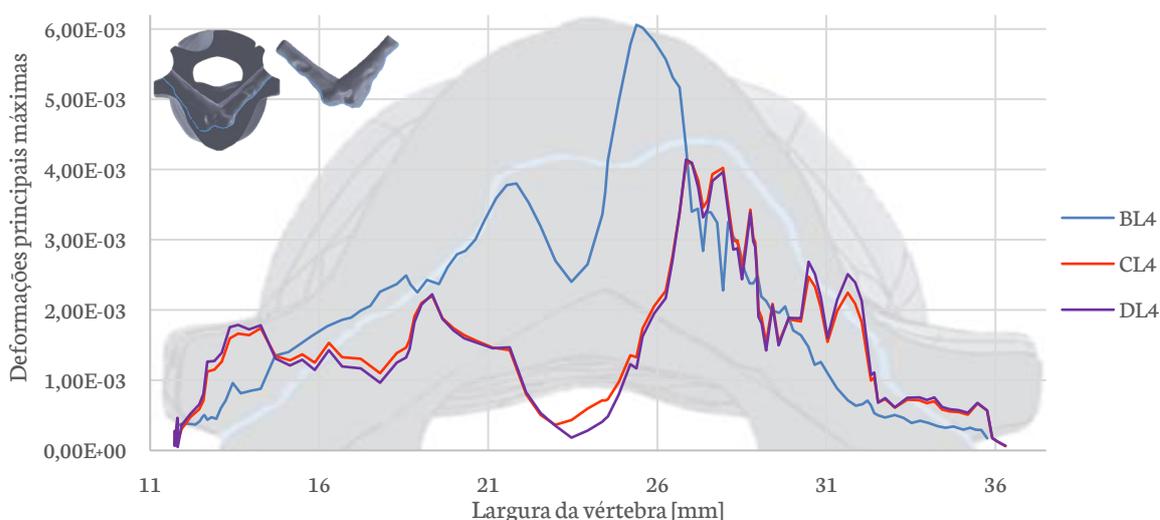


Figura 7.1.4.3 - Gráfico das Tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

### 7.1.5 Comparação dos resultados dos segmentos 5 e 6

Os resultados das deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) encontram-se na *Figura 7.1.5.1*. Contrariamente às tensões, as deformações máximas aumentam gradualmente das zonas laterais para a zona medial do segmento em estudo onde atingem o seu máximo no modelo de vértebra com defeito (BL4). De forma inversa, no segmento dos cimentos ósseos (CL4 e DL4), a deformação decresce nessa zona e nos 3 casos em análise as deformações são praticamente nulas nas extremidades laterais.



*Figura 7.1.5.1 - Gráfico das Deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) no interior no osso esponjoso para o caso de vértebra com defeito (BL4) e na periferia do cimento ósseo para os casos de vértebra cimentada (CL4 e DL4).*

Na *Figura 7.1.5.2* está representado o gráfico das tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) para o interior do osso esponjoso (segmento 5) e para a periferia dos dois modelos cimentados (segmento 6). É possível verificar pela análise do gráfico que as tensões principais máximas são superiores para os modelos cimentados e atingem os valores mais elevados nas extremidades laterais do segmento. No entanto, na zona medial do segmento, as tensões acumuladas no cimento ósseo apresentam um decréscimo e por sua vez as do osso esponjoso aumentam ultrapassando as tensões acumuladas no cimento ósseo, que são nulas no resto do segmento. Para os modelos CL4 e DL4 as tensões máximas são de 0.6721 MPa e 1.208 MPa respetivamente e de 0.4138 MPa para o modelo com defeito.

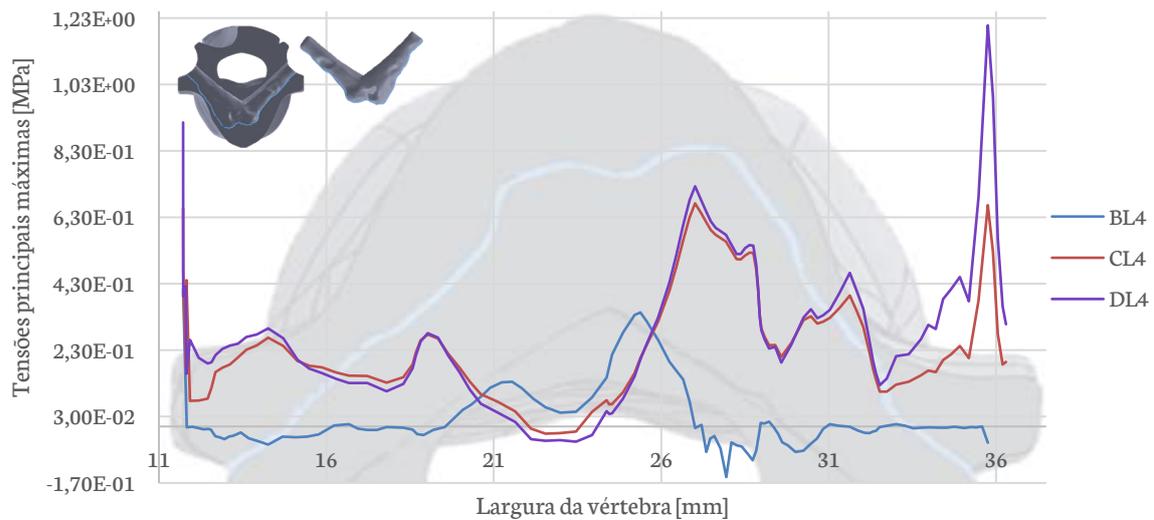


Figura 7.1.5.2 - Gráfico das Tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) no interior no osso esponjoso para o caso de vértebra com defeito (BL4) e na periferia do cimento ósseo para os casos de vértebra cimentada (CL4 e DL4).

### 7.1.6 Comparação qualitativa das deformações e tensões no osso esponjoso

As deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) no osso esponjoso e cimento ósseo, aquando a sua presença, para os modelos AL4, BL4, CL4 e DL4 num corte medial está apresentada de uma forma qualitativa na Figura 7.1.6.1. É possível observar que é no caso BL4 que se verificam maiores deformações e mais dispersas pelo osso esponjoso, apresentando deformações acumuladas periféricamente ao defeito ósseo. Pelo contrário nos modelos cimentados (CL4 e DL4) há uma diminuição das deformações em termos de magnitude e área afetada comparativamente ao modelo AL4. No cimento e no osso esponjoso periférico ao cimento as deformações são extremamente baixas.

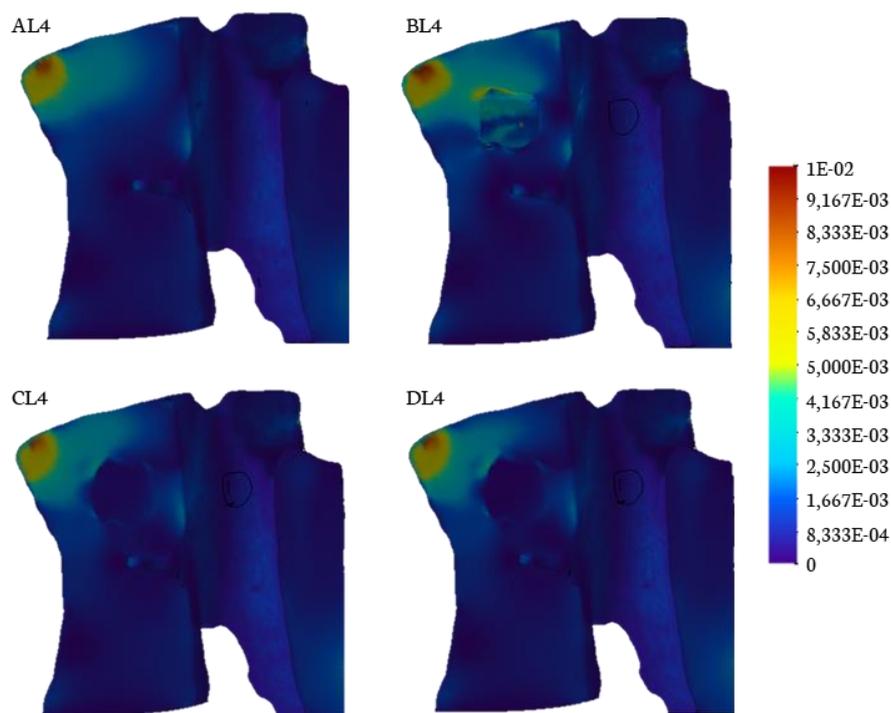


Figura 7.1.6.1 - Comparação qualitativa das deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) no osso esponjoso e cimento (no caso da sua presença) para os vários modelos no corte medial: AL4: vértebra intacta; BL4: vértebra com defeito; CL4: Vértebra cimentada com Cerament®; DL4: vértebra cimentada com Vertecem®

### 7.1.7 Discussão dos resultados numéricos

Este capítulo permitiu aferir sobre a validade do modelo numérico desenvolvido e avaliar parâmetros biomecânicos da vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com um cimento de sulfato de cálcio (CL4) e cimentada com um cimento acrílico standard (DL4). Os parâmetros em estudo foram a rigidez aparente, os deslocamentos axiais ( $U_z$ ), as deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) e as tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ). Esta avaliação teve como objetivo principal identificar as diferenças entre os parâmetros mencionados entre a vértebra intacta e a vértebra cimentada. Adicionalmente foi feita a comparação com um modelo com defeito e uma comparação entre dois tipos de cimentos, com propriedades mecânicas distintas, para a vértebra cimentada. Para que esse cruzamento de dados fosse quantitativo foram selecionados segmentos críticos do osso cortical, do osso esponjoso e do cimento e foram elaborados os gráficos dos parâmetros em estudo para cada segmento.

Começando por discutir a **validação** do modelo numérico, a análise dos resultados do modelo experimental, permite verificar que a vértebra com defeito (BL4) apresentou maior rigidez e a cimentada (CL4) apresenta menor rigidez que a vértebra intacta. Era expectável que a rigidez da vértebra cimentada aumentasse, no entanto isso não verificou devido à variabilidade entre vértebras

dos indivíduos que se podem exprimir em diferenças geométricas e de parâmetros mecânicos. Também pode ser um fator justificativo o valor relativamente baixo do módulo de elasticidade do cimento.

Em relação ao modelo numérico foi possível verificar que, para o caso da vértebra intacta (AL4) e com defeito (BL4), os valores dos deslocamentos experimentais e numéricos são semelhantes. Em termos de percentagem apresentam desvios inferiores a 20% em relação ao modelo experimental sendo assim possível validar os resultados numéricos. No entanto no caso da vértebra cimentada já se verifica um desvio superior a 45% que pode ser justificado pela variabilidade entre vértebras de indivíduos. Avaliando a rigidez, o modelo numérico apresenta uma diminuição de 9.9% na vértebra com defeito (BL4) e um aumento de 4.2% na vértebra cimentada com Cerament® (BL4) quando comparadas com a vértebra intacta (AL4). Estes valores vão de encontro com os expectáveis já que era esperado que a presença do defeito na vértebra diminuísse a sua rigidez e que o cimento conferisse à vértebra uma rigidez superior à intacta, pois este apresenta um módulo de elasticidade superior ao do osso trabecular. O modelo da vértebra cimentada com um cimento acrílico standard (DL4) apresentou uma rigidez 0.3% superior à da vértebra cimentada com um cimento de sulfato de cálcio (CL4). Apesar do aumento percentual ser reduzido, foi possível verificar um aumento da rigidez usando um cimento com maior módulo de elasticidade.

A conjugação do cimento e osso trabecular, que acontece devido à infiltração do cimento ósseo nas trabéculas do osso esponjoso, dá origem a um volume cujas propriedades mecânicas são diferentes das do osso e do cimento. Para estudar a influência deste fator foi realizada uma simulação aumentando o volume do cimento (CL4#). Comparando estes resultados com o modelo em que o cimento preenche apenas o volume do defeito criado não foram encontradas diferenças. Deste modo depreende-se que as propriedades da conjugação do osso e cimento não foram relevantes para os resultados a nível do deslocamento e rigidez, sendo possível concluir que a infiltração do cimento nas trabéculas não tem influência significativa no comportamento da vértebra durante a compressão.

Passando para a discussão dos resultados numéricos das simulações aplicando uma carga fisiológica - que corresponde à carga exercida na coluna numa posição ereta e relaxada - verificou-se uma diminuição de 2.2 % na **rigidez aparente** da vértebra com defeito (BL4). Portanto é possível concluir que a presença de uma cavidade leva à redução da rigidez. Para o caso das vértebras cimentadas, verifica-se um aumento de 2.9% e 17.4% para os casos CL4 e DL4, respetivamente. A presença do cimento ósseo aumenta a rigidez aparente da vértebra e esse aumento é mais significativo quando é usado o cimento acrílico. O cimento de sulfato de cálcio e o acrílico têm diferentes módulos de elasticidade entre si (1.207 GPa e 2.316 GPa, respetivamente) e também diferentes do osso esponjoso (0.1 GPa), com o qual está em contacto direto. Isto permite concluir que o módulo de elasticidade do cimento usado nas vertebroplastias é um fator determinante da alteração da rigidez aparente da vértebra, sendo que quanto mais aproximado esse valor estiver do módulo de Young do osso esponjoso menor será a alteração da rigidez em relação à vértebra intacta e esta rigidez vai afetar a biomecânica das vértebras adjacentes.

Fazendo a análise dos **resultados numéricos para os segmentos** propostos para o estudo, no corte medial no osso esponjoso (segmento 4) verificou-se que os deslocamentos axiais aumentam

com a altura da vértebra e atingem o seu máximo na zona anterior do segmento para todos os modelos em estudo. Na zona posterior do segmento, relativamente à parte do segmento que corresponde à face superior da vértebra, há um decaimento abruito dos deslocamentos, o que permite concluir que a zona anterior é amplamente mais afetada que a posterior. O caso da vértebra BL4 é o que apresenta maior deslocamento, sendo 2.1% superior ao da vértebra intacta (AL4), e os casos cimentados CL4 e DL4 apresentam uma diminuição de 3.2% e 1.2%. Estes valores indicam que no caso da vértebra fraturada esta tende a aumentar a sua cifose local. Já nas situações cimentadas a vertebra sujeita à carga fisiológica, apesar de não ser restaurada a sua altura na vertebroplastia, é refortalecida pela presença do cimento ósseo diminuindo assim a progressão da redução. Este fenómeno é mais evidenciado quando usado o cimento Cerament<sup>®</sup> mostrando-se duas vezes mais eficaz que o Vertecem<sup>®</sup>. As deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) são mais evidentes na zona superior e anterior deste segmento, ou seja, são maiores na zona onde há transferência de carga do osso cortical para o esponjoso. Os picos das deformações máximas são equiparáveis para AL4 e BL4 e, em relação à vértebra intacta AL4, o modelo CL4 apresenta uma deformação máxima 5.6% menor e o DL4 21% superior. O cimento CSC confere à vertebra uma menor deformabilidade em comparação com a vértebra intacta o que, avaliando apenas a unidade estrutural, é um fator melhorativo, no entanto como torna o comportamento mecânico diferente das vértebras adjacentes, a consequência da alteração biomecânica é desconhecida para o segmento.

No osso cortical o segmento medial (segmento 2), os deslocamentos axiais aumentam com a altura da vértebra e atingem o máximo na parte mais superior da vértebra onde é transferida a carga do cimento para o osso. O modelo que apresenta maior deslocamento axial é o BL4 seguindo-se o AL4 o DL4 e o CL4. Na vértebra com defeito (BL4) observa-se um aumento de 1.9%, e nas cimentadas CL4 e DL4 uma decréscimo de 3.2% e 1.4%, respetivamente, em relação à vértebra intacta onde se atinge um deslocamento axial máximo de 0.176 mm. Comparando as magnitudes máximas do parâmetro em causa para o osso esponjoso e cortical é possível verificar que, os valores são similares para os dois casos. Apesar do osso cortical ter um módulo de elasticidade superior ao do trabecular, o que poderia tornar os valores dos deslocamentos inferiores ao do esponjoso, é este que recebe a carga mais diretamente justificando assim esta similaridade. Os deslocamentos axiais no osso cortical apresentam valores mais oscilatórios pelo facto do osso cortical ter superfícies exteriores mais rugosas, não apenas neste parâmetro, mas também em todos os outros. Para a zona do segmento em questão em que os resultados são mais regulares, as deformações principais máximas são superiores na vértebra com defeito (BL4) seguindo-se a o modelo AL4, CL4 e DL4. As deformações são superiores na vértebra cimentada com o cimento CSC comparativamente ao acrílico, ao contrário do que acontece no osso esponjoso. As tensões máximas são acumuladas no osso cortical na parte superior da vértebra e são maiores no osso cortical relativamente ao esponjoso (gráfico apresentado em anexos) apresentando uma diferença de 10MPa entre os valores máximos.

Passando para a discussão dos segmentos no corte transversal que passam na zona do cimento ósseo, relativamente ao segmento 3, as deformações máximas são obtidas no modelo DL4, seguindo-se o CL4, AL4 e BL4. Sendo assim é possível verificar que as deformações aumentam exteriormente

na presença do cimento ósseo. Para o osso cortical, no segmento 1, o deslocamento axial é superior para o caso da vértebra com defeito, seguindo-se a vértebra intacta e as cimentadas, DL4 e CL4, tal como acontece para todas as avaliações de deslocamentos axiais tanto do osso esponjoso como do cortical, para segmentos mediais ou transversais. Da mesma forma as deformações são superiores para o modelo BL4, seguindo-se o AL4 CL4 e DL4.

Em relação aos segmentos 5 e 6, que correspondem ao corte transversal osso esponjoso na zona do defeito e ao corte transversal no cimento ósseo, respetivamente, é possível observar que as deformações principais máximas aumentam na zona medial atingindo um valor de  $6E-3$  no modelo BL4 e de forma inversa na situações das vértebras cimentadas decresce atingindo valores de  $6.157E-5$  e  $4.896E-5$  para os casos de CL4 e DL4, respetivamente. Assim é possível verificar que o cimento reduz as deformações no osso esponjoso na zona em que está em contacto com o cimento e que este efeito é mais acentuado para a vértebra cimentada com cimento acrílico já que apresenta uma deformação 25.8% superior à do cimento CSC. Relativamente às tensões, na situação não cimentada (BL4) há acumulação de tensões no osso esponjoso, no entanto nas situações cimentadas há uma redução das mesmas. Este fenómeno é contrário ao reportado no estudo 2 [58] da revisão de trabalhos que conclui que quando na presença de cimento ósseo se observou uma transferência das tensões no osso esponjoso para a zona que está em contacto com o cimento. Neste trabalho é possível observar algum efeito de stress shielding.

O aumento das deformações observada exteriormente no segmento 3 e a diminuição das mesmas verificada no interior da vértebra sugerem que a presença do cimento diminui as deformações na zona do osso esponjoso periférica ao cimento e estas são transferidas para a zona mais exterior do osso esponjoso. O elevado módulo de elasticidade do Vertecem<sup>®</sup> conduz a menores níveis de deformação no interior do osso e, portanto, apresenta maiores deformações exteriormente.

## CAPÍTULO 8

### CONCLUSÃO

#### 8.1 Conclusões

O objetivo principal desta dissertação foi avaliar as diferenças do comportamento mecânico da vértebra antes e após a vertebroplastia. Para concretizar os objetivos do trabalho desenvolveu-se um modelo numérico de uma vértebra lombar L4 de uma ovelha Merino. Foram realizadas simulações com as mesmas condições de ensaios experimentais feitos previamente e cruzados os resultados para aferir sobre a validade do estudo numérico. Os resultados numéricos apresentaram desvios inferiores a 20% em relação aos ensaios experimentais sendo possível validar o modelo numérico. Para fazer a comparação entre a vértebra intacta e a cimentada realizaram-se simulações para o mesmo modelo, aplicando-se uma carga fisiológica.

Os resultados permitiram concluir que a rigidez da vértebra é um parâmetro muito dependente das características mecânicas do cimento. Neste estudo é possível comprovar que a rigidez aumenta no caso de cimentação da vértebra, em relação à intacta, e que é maior quanto maior for a o módulo de elasticidade do cimento que é o caso do cimento acrílico que possui um módulo de Young superior ao de sulfato de cálcio.

Tanto nos segmentos mediais como nas transversais, o deslocamento axial atinge o seu valor máximo medialmente. É superior na vértebra com defeito, seguindo-se a vértebra intacta, a cimentada com o cimento de sulfato de cálcio e com um cimento acrílico standard. Estes resultados que se aplicam simultaneamente ao osso cortical e ao esponjoso permitem concluir que a presença de uma cavidade aumenta a cifose local da vértebra sujeita a cargas fisiológicas e a presença do cimento refortalece-a, sendo que no caso do uso do cimento CSC este efeito é maior comparando com o ABC.

A análise dos resultados sugere que, após a cimentação da vértebra, as deformações principais máximas do osso esponjoso são transferidas do interior para o exterior da vértebra. A zona do osso esponjoso periférica ao cimento ósseo impede a deformação do mesmo nesta zona, fazendo-as migrar para a o exterior.

Para o osso esponjoso, o cimento CSC confere à vertebra uma menor deformabilidade em comparação com a vértebra intacta o que, avaliando apenas a unidade estrutural, é um fator

melhorativo, no entanto, pode tornar o comportamento mecânico diferente das vértebras adjacentes, a consequência da alteração biomecânica é desconhecida para o segmento.

Para todos os modelos estudados, tanto do osso esponjoso como do cortical, o deslocamento axial é superior para o caso da vértebra com defeito, seguindo-se a vértebra intacta e as cimentadas, DL4 e CL4, mostrando-se desta forma um fator invariante.

É possível verificar que o cimento reduz as deformações no osso esponjoso na zona em que está em contacto com o cimento e que este efeito é mais acentuado para a vértebra cimentada com cimento acrílico.

Relativamente às tensões, na situação não cimentada (BL4) há acumulação de tensões no osso esponjoso, no entanto nas situações cimentadas há uma redução das mesmas. Este fenómeno é contrário ao reportado no estudo 2 [58] da revisão de trabalhos que conclui que quando na presença de cimento ósseo se observou uma transferência das tensões no osso esponjoso para a zona que está em contacto com o cimento. Neste trabalho é possível observar algum efeito de stress shielding

## 8.2 Trabalhos futuros

De forma a dar seguimento e complementaridade apresentam-se uma lista de propostas que poderiam ser realizadas:

- Elaborar um estudo sobre a convergência da malha para tornar a validade do estudo numérico mais consistente;
- Incluir no modelo numérico uma zona periférica ao cimento ósseo que tenha características mecânicas mistas, do osso trabecular e cimento;
- Pode ser feita a comparação adicional com o cimento *Spine-Ghost* de modo a avaliar o seu comportamento mecânico e compará-lo com outros cimentos. Este estudo não foi feito pois é um cimento ainda em fase de desenvolvimento e, portanto, não puderam ser disponibilizadas informações sobre o mesmo. Este estudo seria interessante já que este cimento compósito é reportado como tendo boas propriedades mecânicas sendo assim pertinente estudar a performance biomecânica do seu uso na vertebroplastia;
- Fazer um estudo numérico usando uma análise não linear de forma a englobar as alterações da rigidez da vértebra conforme a evolução da aplicação da carga;
- Adicionar unidades vertebrais de forma a estudar as alterações das alterações biomecânicas focando as vértebras adjacentes num segmento vertebral;
- Desenvolver um novo modelo numérico de uma vértebra humana e conduzir estudos experimentais, de forma a que não houvesse variabilidade de espécimes tornando mais simples a validação. Este estudo seria interessante para que as conclusões tivessem aplicabilidade clínica e maior reconhecimento.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. A. Esperança Pina, *Anatomia Humana da Locomoção*, 3ª. 2010.
- [2] L. G. Jenis, "OrthoInfo," *Osteoporosis and Spinal Fractures*, 2016. [Online]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/osteoporosis-and-spinal-fractures/>. [Accessed: 10-Mar-2017].
- [3] A. M. Patel *et al.*, *The value of delayed phase enhanced imaging in malignant pleural mesothelioma*, NINTH., vol. 9, no. 8. McGraw-Hill Education, 2017.
- [4] F. I. A. C. Keith L. Moore, Ph.D., F. A. A. . F.R.S.M., P. D. Arthur F. Dalley II, M. S. Anne M. R. Agur, B.Sc. (OT), and Ph.D., *Moore | Anatomia Orientada para a Clínica*, 6.ª ed, 7ª. Rio de Janeiro: GUANABARA KOOGAN S.A., 2010.
- [5] R. Putz and R. Pabst, *Atlas de Anatomia Humana Sobotta*, 21ª., vol. 2. 2000.
- [6] "Innerbody," 1999. [Online]. Available: [http://www.innerbody.com/image\\_diagram/skel18.html](http://www.innerbody.com/image_diagram/skel18.html). [Accessed: 01-Dec-2017].
- [7] D. Alexandru, "Evaluation and Management of Vertebral Compression Fractures," *Perm. J.*, vol. 16, no. 4, pp. 46-51, 2012.
- [8] D. L. Hamblen and A. H. R. W. Simpson, *ADAMS'S Outline of Fractures INCLUDING JOINT INJURIES*, Twelfth. Churchill Livingstone Elsevier, 2007.
- [9] J. M. Mathis, H. Deramond, and S. M. Belkoff, *Percutaneous Vertebroplasty and Kyphoplasty Second Edition*, Second. New York: Springer, 2006.
- [10] K. E. Ensrud and J. T. Schousboe, "Vertebral Fractures," *N. Engl. J. Med.*, vol. 364, no. 17, pp. 1634-1642, 2011.
- [11] C. C. Wong and M. J. McGirt, "Vertebral compression fractures: A review of current management and multimodal therapy," *J. Multidiscip. Healthc.*, vol. 6, pp. 205-214, 2013.
- [12] C. Cooper, E. J. Atkinson, W. Michael O'Fallon, and J. L. Melton, "Incidence of clinically diagnosed vertebral fractures: A population-based study in rochester, minnesota, 1985-1989," *J. Bone Miner. Res.*, vol. 7, no. 2, pp. 221-227, 1992.
- [13] D. Felsenberg *et al.*, "Incidence of vertebral fracture in europe: Results from the european prospective osteoporosis study (EPOS)," *J. Bone Miner. Res.*, vol. 17, no. 4, pp. 716-724, 2002.
- [14] M. Boyanov, "The diagnosis of osteoporosis and the fracture risk assessment," *Endokrinologiya*, vol. 14, no. 1, pp. 30-36, 2009.
- [15] D. R. Fourney *et al.*, "Percutaneous vertebroplasty and kyphoplasty for painful vertebral body fractures in cancer patients," *J. Neurosurg. Spine*, vol. 98, no. 1, pp. 21-30, 2003.
- [16] J. M. Highsmith, "Cancer and Spinal Fractures." [Online]. Available: <https://www.spineuniverse.com/resource-center/spinal-fractures/cancer-spinal-fractures>. [Accessed: 01-May-2018].

- [17] R. R. Jacobs, M. A. Asher, and R. K. Snider, "Thoracolumbar spinal injuries: A comparative study of recumbent and operative treatment in 100 patients," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 5, no. 5, pp. 463-477, 1980.
- [18] A. R. Vaccaro *et al.*, "AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: Fracture description, neurological status, and key modifiers," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 38, no. 23, pp. 2028-2037, 2013.
- [19] Y. Wang, F. Fan, and S. Lin, "Experimental investigation on the stability of aluminium alloy 6082 circular tubes in axial compression," *Thin-Walled Struct.*, vol. 89, pp. 54-66, 2015.
- [20] F. Magerl, M. Aebi, S. D. Gertzbein, J. Harms, and S. Nazarian, "A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries," *Eur. Spine J.*, vol. 3, no. 4, pp. 184-201, 1994.
- [21] M. Aebi, "Classification of thoracolumbar fractures and dislocations," *Eur. Spine J.*, vol. 19, no. SUPPL. 1, pp. 2-7, 2010.
- [22] J. K. McGraw *et al.*, "Society of Interventional Radiology Quality Improvement Guidelines for Percutaneous Vertebroplasty," *J. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 14, no. 9, pp. S311-S315, 2003.
- [23] J. H. Lee, J.-H. Lee, and Y. Jin, "Surgical techniques and clinical evidence of vertebroplasty and kyphoplasty for osteoporotic vertebral fractures," *Osteoporos. Sarcopenia*, vol. 3, no. 2, pp. 82-89, 2017.
- [24] G. Tsoumakidou *et al.*, "CIRSE Guidelines on Percutaneous Vertebral Augmentation," *Cardiovasc. Intervent. Radiol.*, vol. 40, no. 3, pp. 331-342, 2017.
- [25] R. Rashid, P. L. Munk, M. Heran, D. Malfair, and O. Chiu, "SKyphoplasty," *Can. Assoc. Radiol. J.*, vol. 60, no. 5, pp. 273-278, 2009.
- [26] B. C.W. and W. D.C., "Description of Kyphoplasty Surgery," 2009. [Online]. Available: <https://www.spine-health.com/treatment/back-surgery/description-kyphoplasty-surgery>. [Accessed: 31-May-2018].
- [27] H. M. Do and B. S. KIM, "Percutaneous Vertebroplasty for Painful Vertebral Body Compression Fractures," 2016. [Online]. Available: <https://neupsykey.com/percutaneous-vertebroplasty-for-painful-vertebral-body-compression-fractures/>. [Accessed: 29-May-2018].
- [28] U. Berlemann, S. J. Ferguson, L.-P. Nolte, and P. F. Heini, "Adjacent vertebral failure after vertebroplasty," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 84, no. 5, pp. 748-752, 2002.
- [29] M. Kinzl, L. M. Benneker, A. Boger, P. K. Zysset, and D. H. Pahr, "The effect of standard and low-modulus cement augmentation on the stiffness, strength, and endplate pressure distribution in vertebroplasty," *Eur. Spine J.*, vol. 21, no. 5, pp. 920-929, 2012.
- [30] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica: Músculo, Esquelética e Ortopédica*. 2010.
- [31] T. M. Keaveny and W. C. Hayes, "A 20-Year Perspective on the Mechanical Properties of Trabecular Bone," *J. Biomech. Eng.*, vol. 115, no. 4B, p. 534, 1993.
- [32] T. Pitzén, F. H. Geisler, D. Matthis, H. Müller-Storz, K. Pedersen, and W. I. Steudel, "The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: A comparison between an intact and a surgically altered motion segment," *Eur. Spine J.*, vol. 10, no. 1, pp. 23-29, 2001.
- [33] M. Xu, J. Yang, I. H. Lieberman, and R. Haddas, "Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 20, no. 1, pp. 1-15, 2017.

- [34] S. P. Faria, “Biomechanical Analysis of the Human Lumbar Spine An Experimental and Computational Approach Thesis to obtain the Master of Science Degree in Biomedical Engineering,” no. May 2015, 2015.
- [35] G. Lewis, “Injectable bone cements for use in vertebroplasty and kyphoplasty: State-of-the-art review,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.*, vol. 76, no. 2, pp. 456–468, 2006.
- [36] P. Heini and U. Berlemann, “Bone substitutes in vertebroplasty,” *Eur. Spine J.*, vol. 10, no. SUPPL. 2, 2001.
- [37] F. G. Castles, S. Leibfried, J. Lewis, and H. Obinger, *The Oxford Handbook of the Welfare State Abstract and Keywords*, no. February 2013. 2010.
- [38] R. Vaishya, M. Chauhan, and A. Vaish, “Bone cement,” *J. Clin. Orthop. Trauma*, vol. 4, no. 4, pp. 157–163, 2013.
- [39] A. Boger, K. Wheeler, A. Montali, and E. Gruskin, “NMP-modified PMMA bone cement with adapted mechanical and hardening properties for the use in cancellous bone augmentation,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.*, vol. 90 B, no. 2, pp. 760–766, 2009.
- [40] O. E. Dahl, L. J. Garvik, and T. Lyberg, “Toxic effects of methylmethacrylate monomer on leukocytes and endothelial cells in vitro,” *Acta Orthop.*, vol. 65, no. 2, pp. 147–153, 1994.
- [41] G. J. Marchant, S. E. Paulson, and B. A. Rothlisberg, “Relations of middle school students’ perceptions of family and school contexts with academic achievement,” *Psychol. Sch.*, vol. 38, no. 6, pp. 505–519, 2001.
- [42] Z. He *et al.*, “Bone cements for percutaneous vertebroplasty and balloon kyphoplasty: Current status and future developments,” *J. Orthop. Transl.*, vol. 3, no. 1, pp. 1–11, 2015.
- [43] P. P. Lopes, M. P. Garcia, M. H. Fernandes, and M. H. V. Fernandes, “Acrylic formulations containing bioactive and biodegradable fillers to be used as bone cements: Properties and biocompatibility assessment,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 33, no. 3, pp. 1289–1299, 2013.
- [44] L. Hernández, M. Fernández, F. Collía, M. Gurruchaga, and I. Goñi, “Preparation of acrylic bone cements for vertebroplasty with bismuth salicylate as radiopaque agent,” *Biomaterials*, vol. 27, no. 1, pp. 100–107, 2006.
- [45] C. I. Vallo and W. F. Schroeder, “Properties of acrylic bone cements formulated with bis-GMA,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.*, vol. 74, no. 2, pp. 676–685, 2005.
- [46] E. M. Erbe, T. D. Clineff, and G. Gualtieri, “Comparison of a new bisphenol-a-glycidyl dimethacrylate-based cortical bone void filler with polymethyl methacrylate,” *Eur. Spine J.*, vol. 10, pp. S147–S152, 2001.
- [47] T. Yamamuro *et al.*, “Development of bioactive bone cement and its clinical applications,” *Biomaterials*, vol. 19, no. 16, pp. 1479–1482, 1998.
- [48] C. Vitale-Brovarone, L. Pontiroli, G. Novajra, I. Tcacencu, J. C. Reis, and A. Manca, “Spine-Ghost: A New Bioactive Cement for Vertebroplasty,” *Key Eng. Mater.*, vol. 631, pp. 43–47, 2014.
- [49] F. C. M. Driessens, J. A. Planell, M. G. Boltong, I. Khairoun, and M. P. Ginebra, “Osteotransductive bone cements,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 212, no. 6, pp. 427–435, 1998.
- [50] M. Alini *et al.*, “Are animal models useful for studying human disc disorders/degeneration?,” *Eur. Spine J.*, vol. 17, no. 1, pp. 2–19, 2008.
- [51] M. L. Ali, S. P. Kumar, K. Bjornstad, and C. M. G. Duran, “The sheep as an animal model for heart valve research,” *Vascular*, vol. 4, no. 4, pp. 543–549, 1996.

- [52] H. J. Wilke, A. Kettler, K. H. Wenger, and L. E. Claes, “Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine.,” *Anat Rec*, vol. 247, no. 4, pp. 542–555, 1997.
- [53] M. T. Oliveira *et al.*, “*Ex Vivo* Model for Percutaneous Vertebroplasty,” *Key Eng. Mater.*, vol. 631, pp. 408–413, 2014.
- [54] M. T. Oliveira *et al.*, “Percutaneous vertebroplasty: a new animal model,” *Spine J.*, vol. 16, no. 10, pp. 1253–1262, 2016.
- [55] O. Holub *et al.*, “Biomechanics of low-modulus and standard acrylic bone cements in simulated vertebroplasty: A human ex vivo study,” *J. Biomech.*, vol. 48, no. 12, pp. 3258–3266, 2015.
- [56] M. Kinzl, J. Schwiedrzik, P. K. Zysset, and D. H. Pahr, “An experimentally validated finite element method for augmented vertebral bodies,” *Clin. Biomech.*, vol. 28, no. 1, pp. 15–22, 2013.
- [57] E. Dall’Ara *et al.*, “A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior wedge-shape fractures in human vertebral bodies in vitro,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 12, pp. 2374–2380, 2010.
- [58] D. Liang *et al.*, “Biomechanical effects of cement distribution in the fractured area on osteoporotic vertebral compression fractures: a three-dimensional finite element analysis,” *J Surg Res*, vol. 195, no. 1, pp. 246–256, 2015.
- [59] S. Masala, G. Nano, S. Marcia, M. Muto, F. P. M. Fucci, and G. Simonetti, “Osteoporotic vertebral compression fracture augmentation by injectable partly resorbable ceramic bone substitute (Cerament™|SPINESUPPORT): A prospective nonrandomized study,” *Neuroradiology*, vol. 54, no. 11, pp. 1245–1251, 2012.
- [60] “Vertex Dental,” *Cold Curing Acrylics*. [Online]. Available: <https://www.vertex-dental.com/en/products/19-en/26/149-vertex-castavaria/>. [Accessed: 25-Jun-2018].
- [61] K. Sato, S. Kikuchi, and T. Yonezawa, “In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 24, no. 23, pp. 2468–2474, 1999.

## ANEXOS

### Resultados numéricos nos segmentos 4 do corte medial Osso Esponjoso

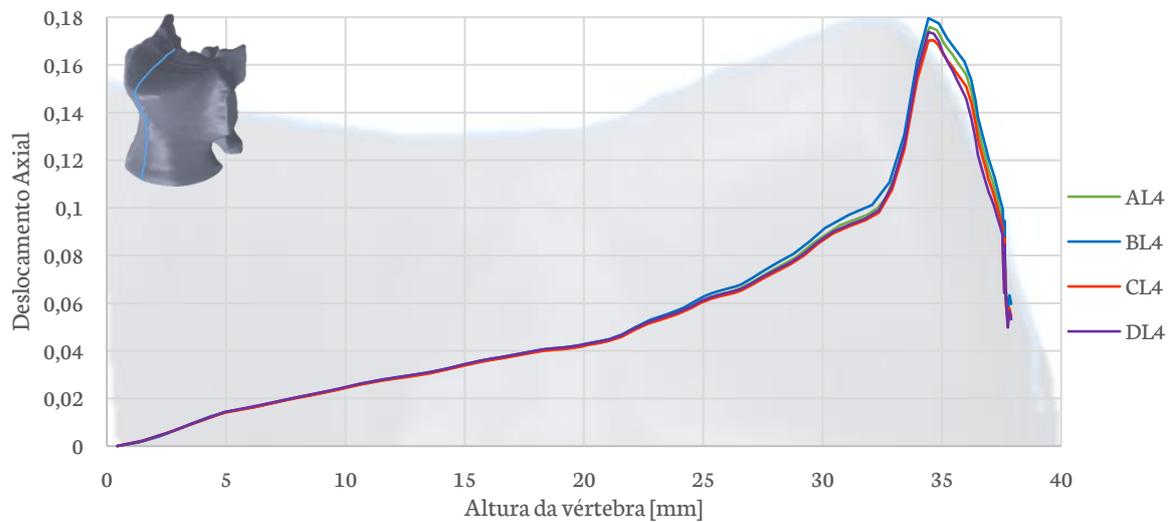


Figura 8.2.1 - Gráfico do deslocamento axial ( $U_z$ ) da vértebra ao longo do corte no plano medial no osso esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

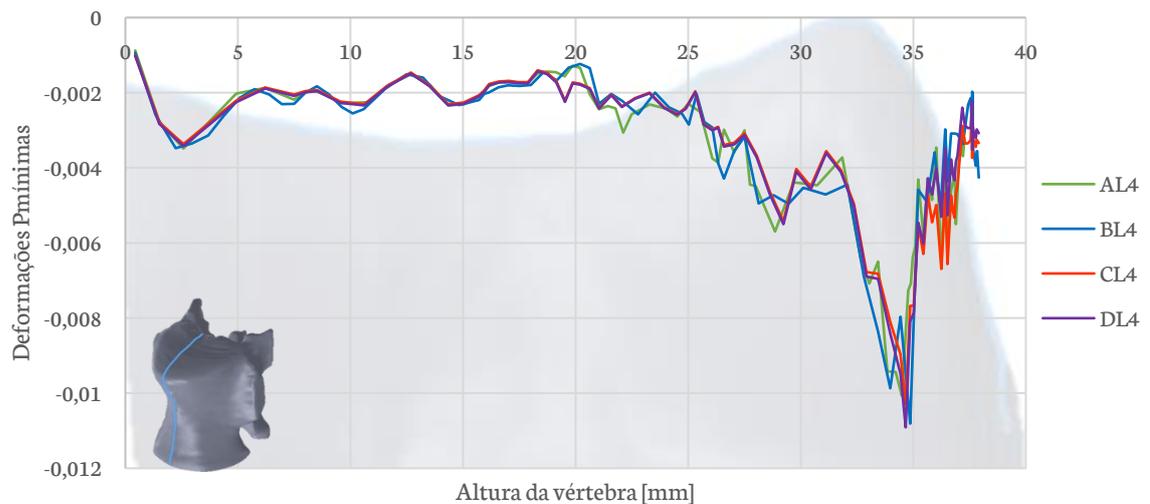


Gráfico das Deformações principais mínimas ( $\epsilon_3$ ) da vértebra ao longo do corte no plano medial no osso esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).



Gráfico das Tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) da vértebra ao longo do corte no plano medial no osso esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

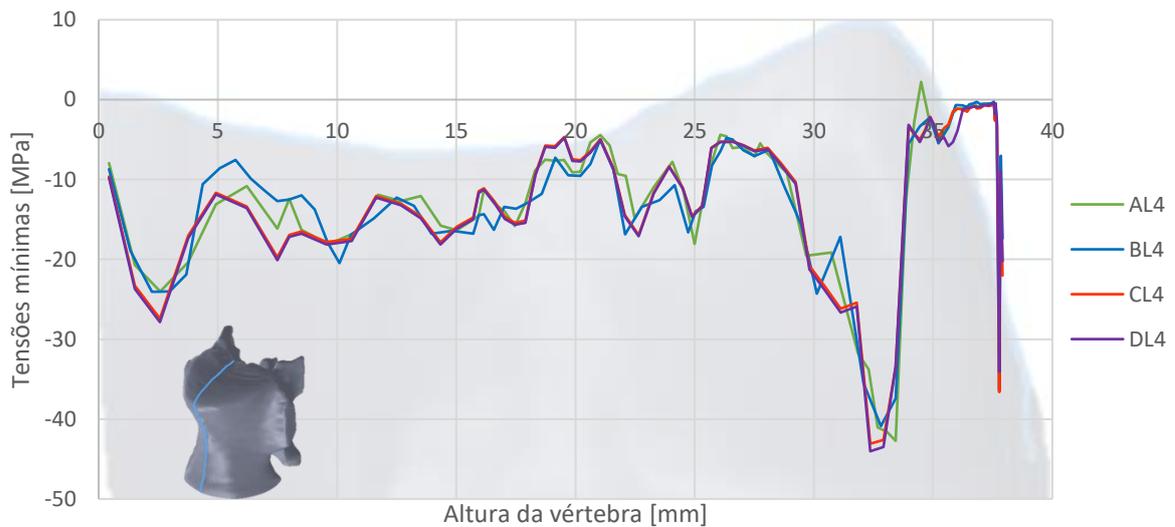


Gráfico das tensões principais mínimas ( $\sigma_3$ ) da vértebra ao longo do corte no plano medial no osso esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

## Resultados numéricos nos segmentos 2 do corte medial Osso Cortical

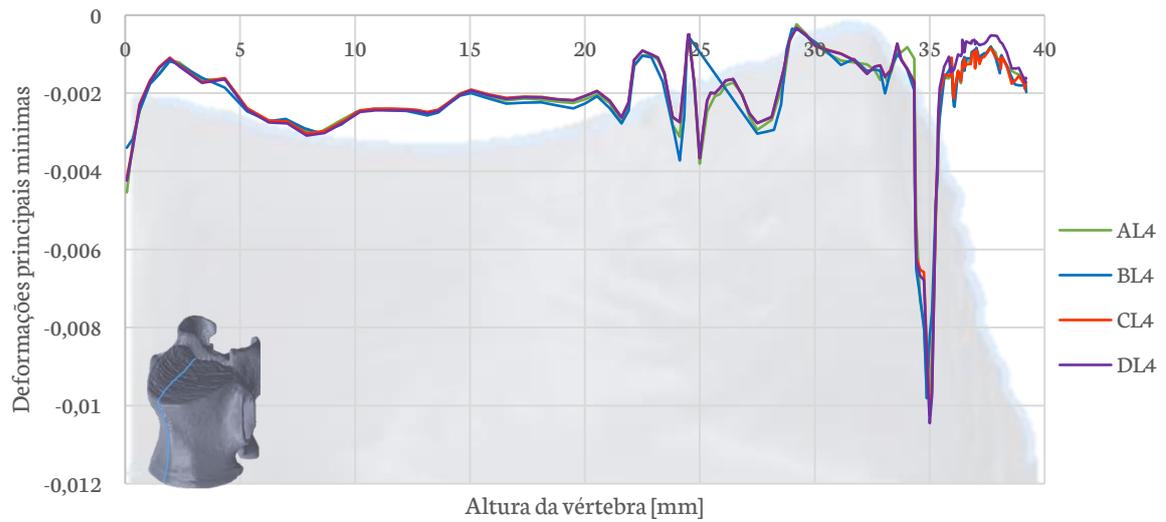


Gráfico das deformações principais mínimas ( $\epsilon_3$ ) ao longo do corte no plano medial no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

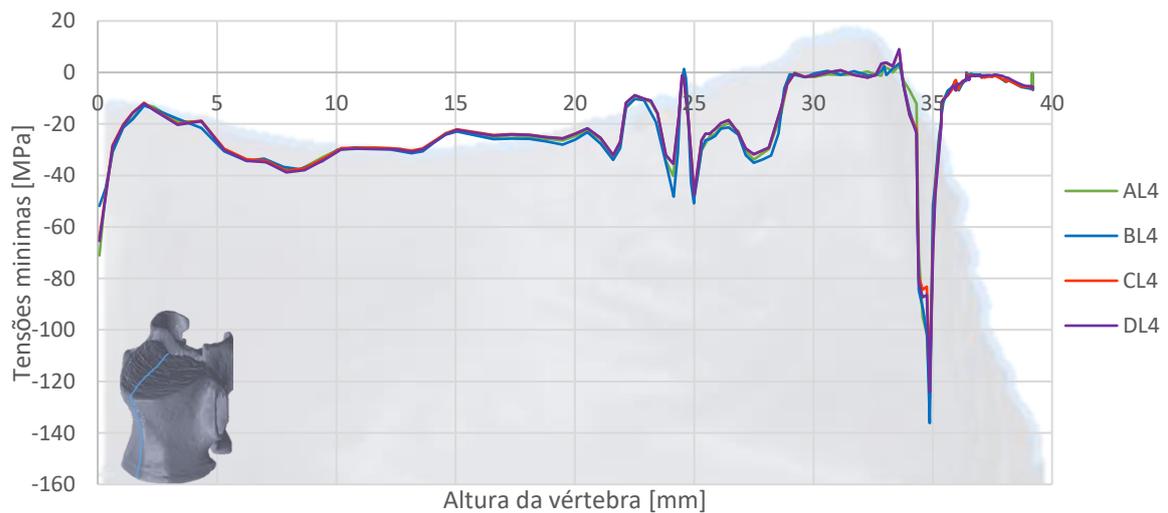


Gráfico das tensões principais mínimas ( $\sigma_3$ ) ao longo do corte no plano medial no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

### Resultados numéricos nos segmentos 3 do corte medial Osso Esponjoso

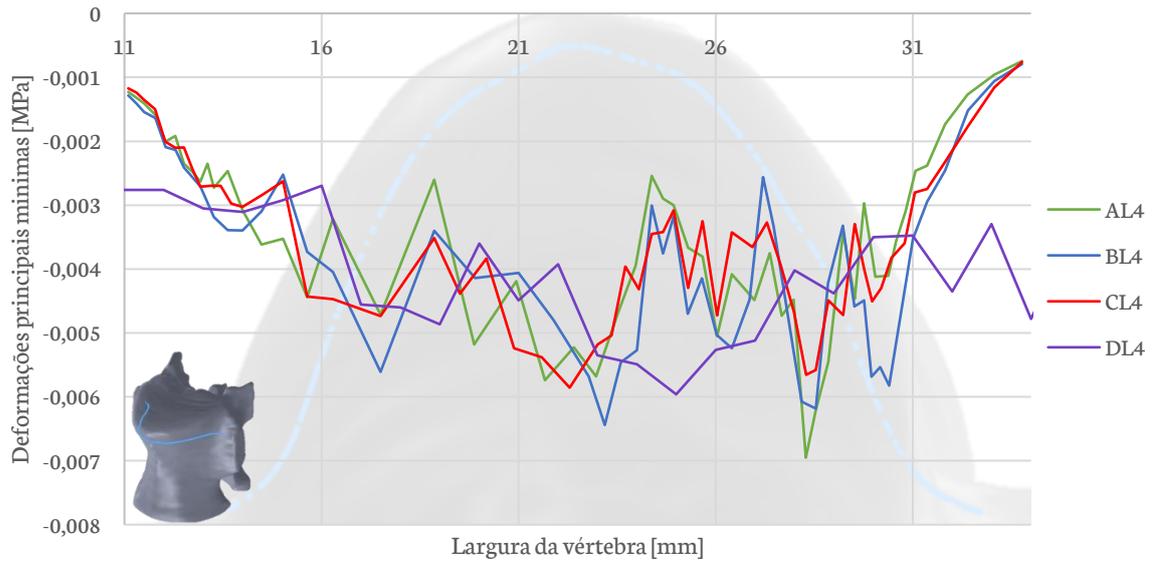


Gráfico das Deformações principais mínimas ( $\epsilon_3$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso Esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

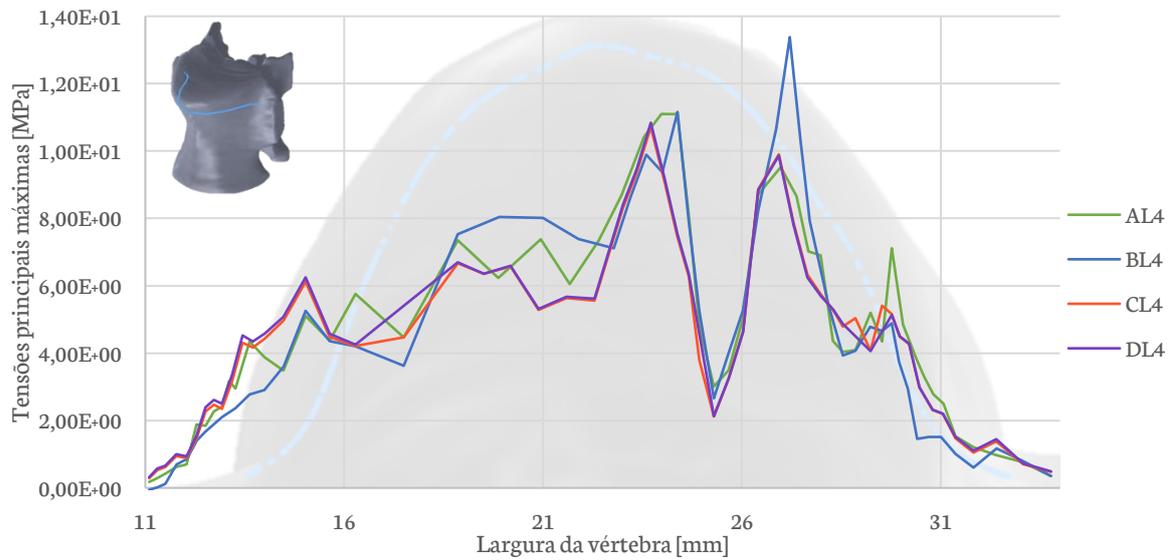


Gráfico das Tensões principais máximas ( $\sigma_1$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso Esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

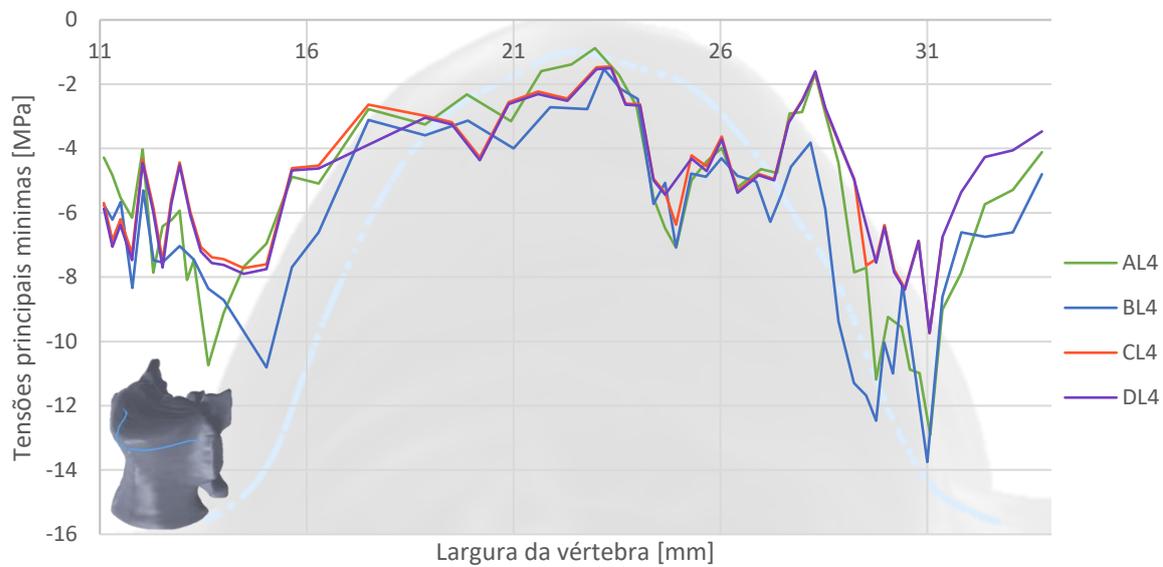


Gráfico das tensões principais mínimas ( $\sigma_3$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso esponjoso para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

### Resultados numéricos nos segmentos 1 do corte medial Osso Cortical

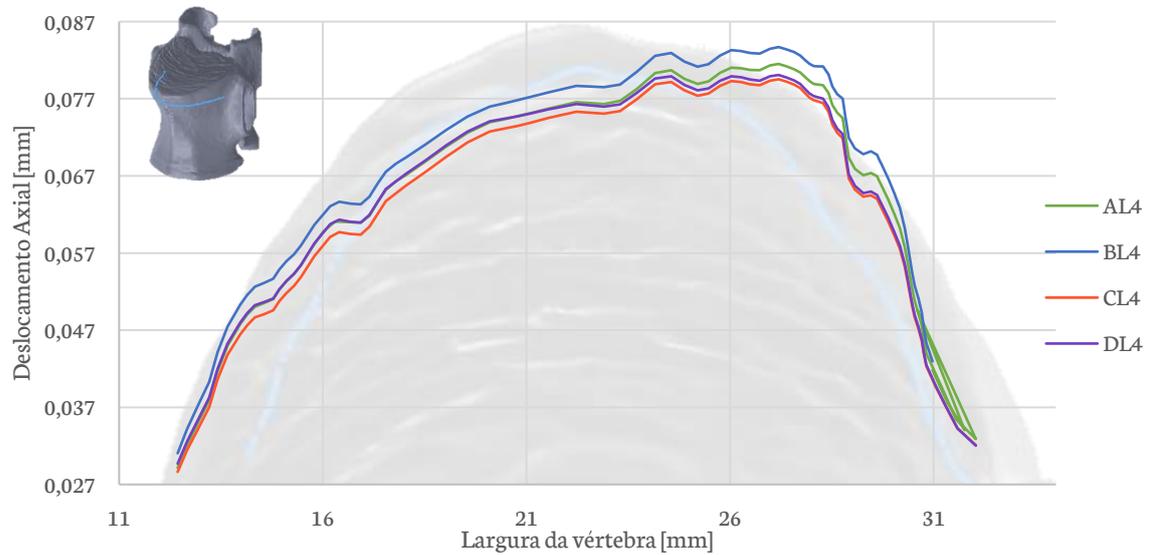


Gráfico das Deslocações axiais ( $U_z$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

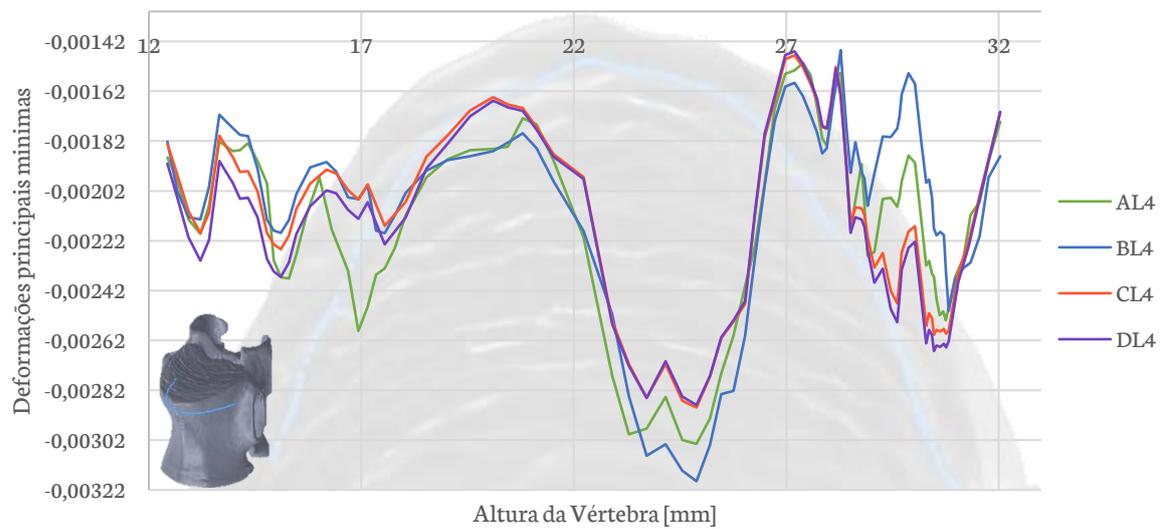


Gráfico das Deformações principais mínimas ( $\epsilon_3$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

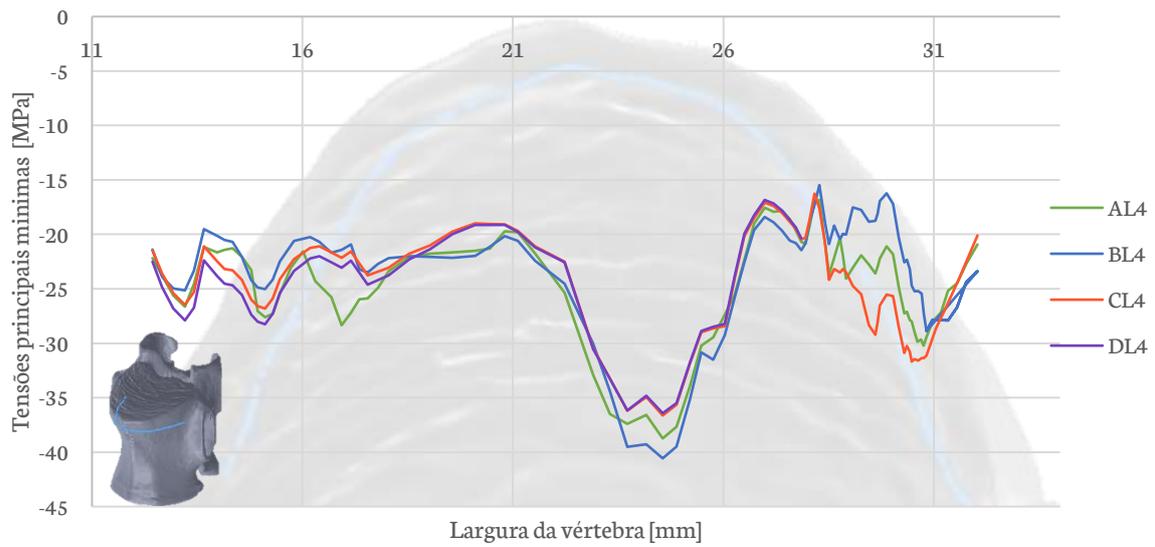


Gráfico das Tensões principais mínimas ( $\sigma_3$ ) ao longo do corte no plano transversal no osso cortical para a vértebra intacta (AL4), com defeito (BL4), cimentada com Cerament® (CL4) e cimentada com Vertecem® (DL4).

### Resultados numéricos nos segmentos 5 e 6

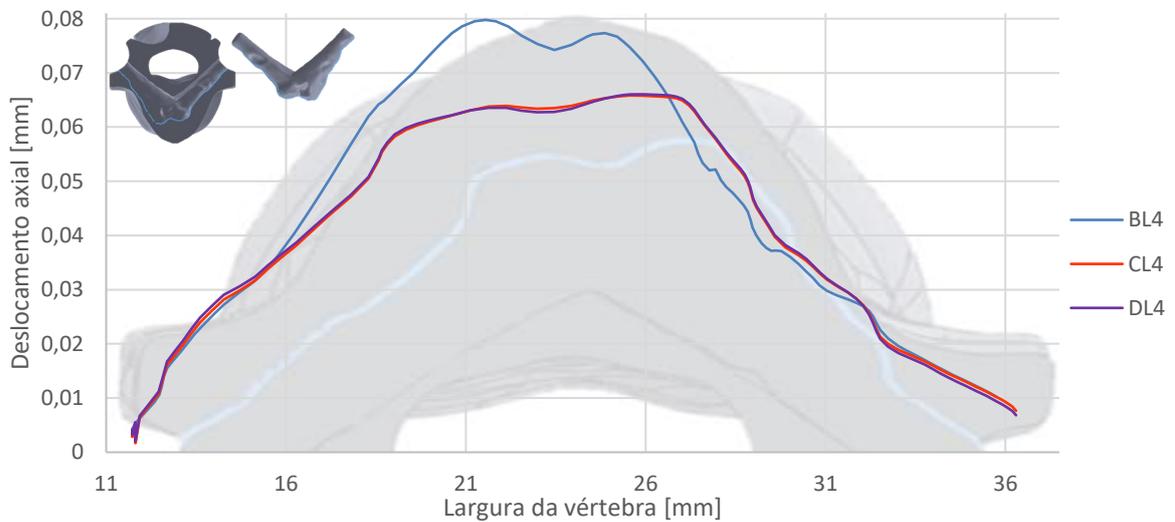


Gráfico dos deslocamentos axiais ( $U_Z$ ) no interior no osso esponjoso para o caso de vértebra com defeito (BL4) e na periferia do cimento ósseo para os casos de vértebra cimentada (CL4 e DL4).

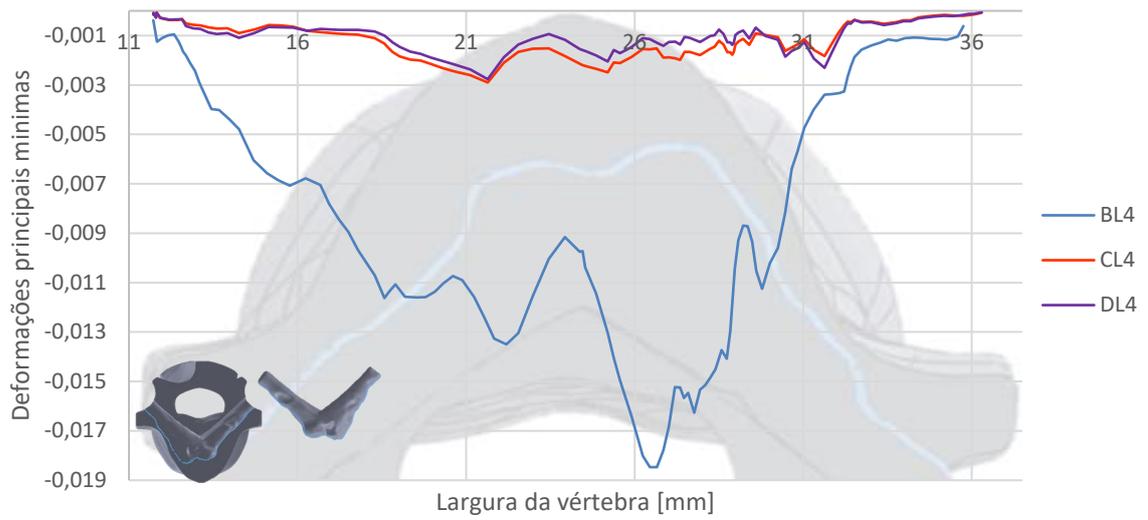


Gráfico das Deformações principais mínimas ( $\epsilon_3$ ) no interior no osso esponjoso para o caso de vértebra com defeito (BL4) e na periferia do cimento ósseo para os casos de vértebra cimentada (CL4 e DL4).

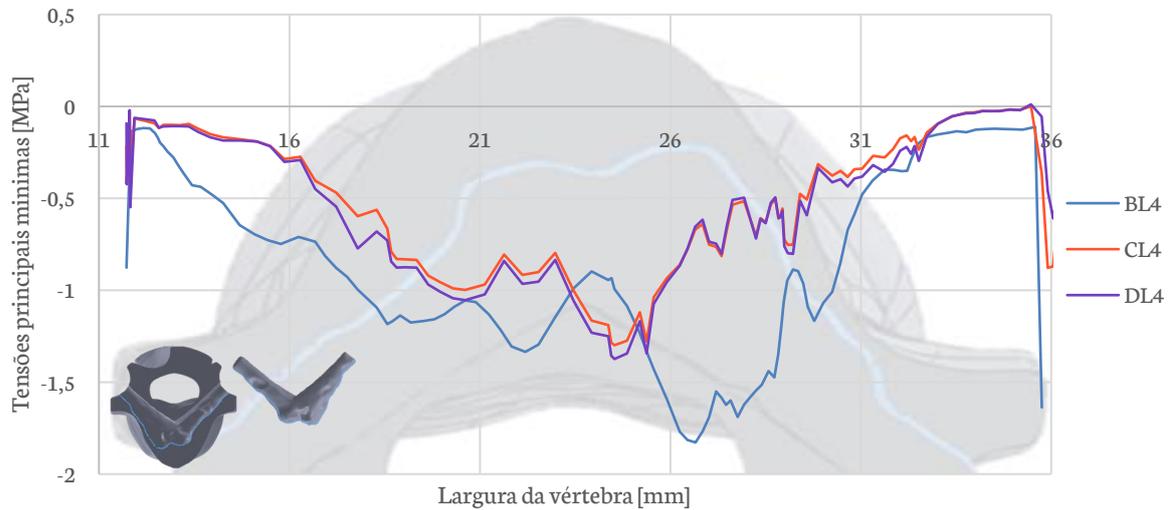


Gráfico das Tensões principais mínimas ( $\sigma_3$ ) no interior no osso esponjoso para o caso de vértebra com defeito (BL4) e na periferia do cimento ósseo para os casos de vértebra cimentada (CL4 e DL4).