

**Avaliação Biomecânica das Vértex Cervicais C6-C7 e  
Disco Intervertebral**

**Sara Cristina Martins Plácido**

Dissertação apresentada à  
**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**  
**Instituto Politécnico de Bragança**  
para obtenção do grau de Mestre em  
**Tecnologia Biomédica**

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

**Professora Elza Maria Morais Fonseca**  
**Professora Ana Isabel Pereira**

**setembro de 2015**



# Agradecimentos

Agradeço a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Em especial, à minha orientadora Professora Elza Maria Morais Fonseca por todo apoio prestado, pela disponibilidade que sempre demonstrou e conhecimentos transmitidos, não só ao longo deste último ano letivo, mas também ao longo de todo o meu percurso académico na Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança (ESTiG-IPB).

Agradeço à minha coorientadora Professora Ana Isabel Pereira, pela ajuda prestada na elaboração e revisão deste projeto, bem como pelos conhecimentos transmitidos durante todo o meu percurso académico na ESTiG-IPB.

Agradeço também ao Doutor Vítor Carolino por me ter permitido assistir a uma cirurgia à coluna cervical e a toda a sua equipa de cirurgia do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia /Espinho pelos conhecimentos transmitidos ao longo do procedimento cirúrgico.

Aos meus pais, o meu mais sincero obrigado, pelo apoio em todas as decisões, pelo incentivo, por estarem presentes quando as coisas não correram bem e pela força e amor.

Ao meu irmão, que nunca me permitiu baixar os braços e que me deu todo o apoio, carinho e compreensão.

Ao João, pela presença, ajuda e carinho, ao longo de todo o meu percurso académico.

A todos os meus amigos, por estarem sempre presentes.



## Resumo

A coluna vertebral constitui um importante meio de sustentação do corpo humano. Lesões ao nível vertebral, podem provocar graves problemas ao Homem, se não forem devidamente tratadas. O trabalho desenvolvido tem como objetivo principal o estudo do conjunto biomecânico composto pelas vértebras cervicais C6-C7 e disco intervertebral. Pretende-se analisar os deslocamentos, através da modificação de materiais constituintes dos segmentos vertebrais, verificando qual a influência na rigidez do conjunto. Para além de testes de convergência, foram efetuadas noventa e oito simulações numéricas finais, recorrendo ao programa de elementos finitos (Ansys<sup>®</sup>). Foram desenvolvidos diferentes tipos de análise: modelos simplificados 2D e 3D e, ainda, modelos reais com aplicação de carregamentos à compressão e momento fletor, com intensidades variáveis, considerando uma análise linear estática e uma análise de contacto. Os resultados obtidos demonstram maiores deslocamentos na vértebra próxima do carregamento e, menores deslocamentos na vértebra com constrangimentos. Relativamente à rigidez, conclui-se que, quanto maior o módulo de elasticidade do material utilizado, maior será a rigidez obtida no conjunto das vértebras. Foi ainda possível concluir que o Titânio, em termos de rigidez, é um constituinte importante em possíveis próteses de substituição do disco intervertebral, promovendo a rigidez do conjunto biomecânico cervical, estabilidade e desempenho funcional. São ainda apresentadas as tensões de von Mises dos modelos reais à compressão, verificando-se que, a carga aplicada não provoca tensões elevadas ao conjunto biomecânico.

**Palavras-Chave:** Cervical; Deslocamentos; Disco Intervertebral; Rigidez.



## **Abstract**

The spine is an important support to the human body. Injuries to the spinal level can cause serious problems to the humans, if are not properly treated. This work aims to do a biomechanical study of the C6-C7 cervical vertebrae and intervertebral disc. It is intended to analyze the displacements, by modifying the constituent materials of the vertebral segments, checking the influence on the rigidity of the assembly. In addition to convergence tests were performed ninety eight numerical simulations using the finite element program (Ansys®). Different types of simplified 2D and 3D analysis and also 3D real models were developed with application of compressive loads and bending moments, with varying intensities, considering a linear static and contact analysis. The results of the displacements show greater changes in the vertebra near to the applied load and any changes in the vertebra with constraints. Regarding to the rigidity, it is concluded that the higher the modulus of elasticity of the material used, the greater the stiffness obtained in the vertebrae together. It was also concluded that the Titanium in terms of stiffness, is an important constituent for possible replacement of the intervertebral disc prosthesis, promoting the biomechanical stiffness of the C6-C7 assembly, stability, and functional performance. Also, von Mises stresses in 3D real models were presented, verifying that the applied load not causes high level of stresses in the biomechanical assembly.

**Keywords:** Cervical; Displacement; Intervertebral disk; Stiffness.



# Conteúdo

<b>Agradecimentos</b> .....	iii
<b>Resumo</b> .....	v
<b>Abstract</b> .....	vii
<b>Conteúdo</b> .....	ix
<b>Lista de símbolos</b> .....	xiv
<b>Lista de tabelas</b> .....	xvi
<b>Lista de figuras</b> .....	xvii
<b>Capítulo 1</b> .....	1
<b>Introdução</b> .....	1
1.1. Contextualização e objetivos.....	2
1.2. Organização dos capítulos.....	2
<b>Capítulo 2</b> .....	5
<b>Revisão Bibliográfica</b> .....	5
2.1. Revisão bibliográfica.....	6
<b>Capítulo 3</b> .....	13
<b>A Coluna Vertebral</b> .....	13
3.1. A coluna vertebral .....	14
3.2. Discos intervertebrais.....	16
3.3. Próteses intervertebrais .....	19
3.4. Componente clínica.....	21
<b>Capítulo 4</b> .....	23
<b>Modelos 2D simplificado das vértebras C6-Disco-C7</b> .....	23

4.1. Método e medição .....	24
4.2. Análise linear estática.....	28
4.3. Análise de contacto .....	34
<b>Capítulo 5</b> .....	<b>39</b>
<b>Modelos 3D simplificado das vértebras C6-Disco-C7</b> .....	<b>39</b>
5.1. Método e medição .....	40
5.2. Modelo teórico para materiais compostos.....	42
5.3. Resultados .....	43
5.4. Conclusões .....	45
<b>Capítulo 6</b> .....	<b>47</b>
<b>Modelos 3D real das vértebras C6-Disco-C7</b> .....	<b>47</b>
6.1. Método .....	48
6.2. Resultados .....	49
6.3. Conclusões .....	50
<b>Capítulo 7</b> .....	<b>55</b>
<b>Conclusões e Trabalhos Futuros</b> .....	<b>55</b>
7.1. Conclusões .....	56
7.2. Trabalhos Futuros.....	58
<b>Referências Bibliográficas</b> .....	<b>61</b>
<b>Anexos</b> .....	<b>67</b>
<b>Anexo A</b> .....	<b>69</b>
<b>Medições</b> .....	<b>69</b>
Modelos 2D.....	70
Modelos 3D.....	71
<b>Anexo B</b> .....	<b>73</b>

<b>Modelo teórico para materiais compostos .....</b>	<b>73</b>
Modelo 1 (2D).....	74
Modelo 3 (2D).....	74
Modelo 1 (3D).....	75
Modelo 3 (3D).....	75
<b>Anexo C .....</b>	<b>77</b>
<b>Análise linear estática: modelos 2D simplificado .....</b>	<b>77</b>
Modelo 1 .....	78
Modelo 5 .....	78
Modelo 2 .....	79
Modelo 6 .....	79
Modelo 3 .....	80
Modelo 7 .....	80
Modelo 4 .....	81
Modelo 8 .....	81
Modelo 9 .....	82
Modelo 11 .....	82
Modelo 10 .....	83
Modelo 12 .....	83
<b>Anexo D .....</b>	<b>85</b>
<b>Análise de contacto: modelos 2D simplificado .....</b>	<b>85</b>
Modelo 1 .....	86
Modelo 5 .....	86
Modelo 2 .....	87
Modelo 6 .....	87

Modelo 3 .....	88
Modelo 7 .....	88
Modelo 4 .....	89
Modelo 8 .....	89
Modelo 9 .....	90
Modelo 11 .....	90
Modelo 10 .....	91
Modelo 12 .....	91
<b>Anexo E</b> .....	93
<b>Análise linear estática: modelos 3D simplificado</b> .....	93
Modelo 1 .....	94
Modelo 5 .....	94
Modelo 2 .....	95
Modelo 6 .....	95
Modelo 3 .....	96
Modelo 7 .....	96
Modelo 4 .....	97
Modelo 8 .....	97
<b>Anexo F</b> .....	99
<b>Análise linear estática: modelos 3D real</b> .....	99
Modelo 1 .....	100
Modelo 5 .....	100
Modelo 2 .....	101
Modelo 6 .....	101
Modelo 3 .....	102

Modelo 7 .....	102
Modelo 4 .....	103
Modelo 8 .....	103

## Lista de símbolos

<b>A</b>	Área
<b>CAD</b>	<i>Computer Aided Design</i>
<b>CoCrMo</b>	Cobalto-Crômio-Molibdênio
<b>C6</b>	Sexta Vértebra Cervical
<b>C7</b>	Sétima Vértebra Cervical
<b>D</b>	Largura
<b>DICOM</b>	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
<b>E</b>	Módulo de Young
<b>F</b>	Força
<b>[K]</b>	Matriz Rigidez
<b>kg</b>	Quilograma
<b>L</b>	Comprimento
<b>m</b>	Metro
<b>M</b>	Momento fletor
<b>MEF</b>	Método dos Elementos Finitos
<b>mm</b>	Milímetro
<b>MPa</b>	MegaPascal
<b>r</b>	Raio
<b>t</b>	Espessura
<b>[u]</b>	Vetor Deslocamento
<b>δ</b>	Deslocamento
<b>2D</b>	Bidimensional

**3D**

Tridimensional

## Lista de tabelas

<i>Tabela 1. Dimensões das vértebras C6 e C7 [16] .....</i>	<i>25</i>
<i>Tabela 2. Dimensões do disco intervertebral C6-C7 [16] .....</i>	<i>25</i>
<i>Tabela 3. Propriedades dos materiais [16] [28] .....</i>	<i>25</i>
<i>Tabela 4. Características dos diferentes modelos .....</i>	<i>26</i>
<i>Tabela 5. Deslocamentos obtidos através da aplicação do modelo de barra (analítico e numérico) para os modelos 2D simplificados .....</i>	<i>30</i>
<i>Tabela 6. Deslocamentos verticais para os modelos 2D simplificados .....</i>	<i>31</i>
<i>Tabela 7. Rigidez dos modelos 2D simplificados .....</i>	<i>32</i>
<i>Tabela 8. Deslocamentos para a carga máxima suportada através das análises de contacto e estática linear .....</i>	<i>36</i>
<i>Tabela 9. Rigidez dos modelos 2D simplificados, com e sem elementos de contacto....</i>	<i>37</i>
<i>Tabela 10. Dimensões das vértebras C6 e C7 e do disco intervertebral .....</i>	<i>41</i>
<i>Tabela 11. Deslocamentos através da aplicação do modelo analítico e numérico para os modelos 3D simplificados .....</i>	<i>43</i>
<i>Tabela 12. Deslocamentos para os modelos 3D simplificados .....</i>	<i>44</i>
<i>Tabela 13. Rigidez dos modelos 3D simplificados .....</i>	<i>44</i>
<i>Tabela 14. Deslocamentos para os modelos reais .....</i>	<i>49</i>
<i>Tabela 15. Rigidez dos modelos reais .....</i>	<i>50</i>
<i>Tabela 16. Percentagem de rigidez da vértebra C6 em relação ao Modelo 3 .....</i>	<i>51</i>

## Lista de figuras

<i>Figura 1. Regiões da coluna vertebral (adaptado) [12]</i> .....	14
<i>Figura 2. Vértebra cervical típica (adaptado) [15]</i> .....	15
<i>Figura 3. Configuração de um disco intervertebral (adaptado) [17]</i> .....	17
<i>Figura 4. Disco intervertebral quando há extensão da coluna [5]</i> .....	18
<i>Figura 5. Procedimento cirúrgico de substituição do disco cervical [21]</i> .....	20
<i>Figura 6. Prótese Mobi-C<sup>®</sup> [22]</i> .....	21
<i>Figura 7. Prodisc<sup>®</sup> [23]</i> .....	21
<i>Figura 8. Bryan<sup>®</sup> [24]</i> .....	21
<i>Figura 9. Bagera<sup>®</sup> [25]</i> .....	21
<i>Figura 10. Prestige<sup>®</sup> [26]</i> .....	21
<i>Figura 11. PCM<sup>®</sup> [27]</i> .....	21
<i>Figura 12. Final do processo cirúrgico, prótese intervertebral e estímulo da osteossíntese</i> .....	22
<i>Figura 13. Representação do modelo simplificado 2D</i> .....	24
<i>Figura 14. Malha de elementos finitos para a análise linear estática: a) M1, M3, M5, M7, M9 e M11; b) M2, M4, M6, M8, M10 e M12</i> .....	28
<i>Figura 15. Malha de elementos finitos para a análise de contacto: c) M1, M3, M5, M7, M9 e M11; d) M2, M4, M6, M8, M10 e M12</i> .....	28
<i>Figura 16. Geometria do elemento PLANE182 [30]</i> .....	28

<i>Figura 17. Modelo de barra para materiais compostos .....</i>	29
<i>Figura 18. Geometria do modelo 3D simplificado .....</i>	40
<i>Figura 19. Malha de elementos finitos .....</i>	41
<i>Figura 20. Elemento finito PLANE185 [36].....</i>	42
<i>Figura 21. Modelos 3D reais e malha de elementos finitos .....</i>	48
<i>Figura 22. Tensões equivalentes para os modelos 3D reais à compressão: M1, M2, M3 e M4, respetivamente. ....</i>	52
<i>Figura 23. Tensões equivalentes para o disco intervertebral dos modelos 3D reais à compressão: M1, M2, M3 e M4, respetivamente. ....</i>	52
<i>Figura 24. Medições, Paciente 1 .....</i>	70
<i>Figura 25. Medições, Paciente 2 .....</i>	70
<i>Figura 26. Medições, Paciente 3 .....</i>	70
<i>Figura 27. Medições, vértebra C6 .....</i>	71
<i>Figura 28. Medições, vértebra C7 .....</i>	71
<i>Figura 29. Deslocamentos verticais obtidos para o modelo 1: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	74
<i>Figura 30. Deformada e indeformada obtidas para o modelo 1: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	74
<i>Figura 31. Deslocamentos verticais obtidos para o modelo 3: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	74
<i>Figura 32. Deformada e indeformada obtidas para o modelo 3: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	74

<i>Figura 33. Deslocamentos verticais obtidos para o modelo 1: 113,8 [N].....</i>	<i>75</i>
<i>Figura 34. Deformada e indeformada obtidas para o modelo 1: 113,8 [N] .....</i>	<i>75</i>
<i>Figura 35. Deslocamentos verticais obtidos para o modelo 3: 800 [N].....</i>	<i>75</i>
<i>Figura 36. Deformada e indeformada obtidas para o modelo 3: 800 [N] .....</i>	<i>75</i>
<i>Figura 37. Deslocamentos verticais para o modelo 1: 100, 200, 400 e 800 [N].....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 38. Deformada e indeformada para o modelo 1: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 39. Deslocamentos verticais para o modelo 5: 1, 2, 4 e 8 [Nm].....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 40. Deformada e indeformada para o modelo 5: 1, 2, 4 e 8 [Nm] .....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 41. Deslocamentos verticais para o modelo 2: 100, 200, 400 e 800 [N].....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 42. Deformada e indeformada para o modelo 2: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 43. Deslocamentos verticais para o modelo 6: 1, 2, 4 e 8 [Nm].....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 44. Deformada e indeformada para o modelo 6: 1, 2, 4 e 8 [Nm] .....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 45. Deslocamentos verticais para o modelo 3: 100, 200, 400 e 800 [N].....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 46. Deformada e indeformada para o modelo 3: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 47. Deslocamentos verticais para o modelo 7: 1, 2, 4 e 8 [Nm].....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 48. Deformada e indeformada para o modelo 7: 1, 2, 4 e 8 [Nm] .....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 49. Deslocamentos verticais para o modelo 4: 100, 200, 400 e 800 [N].....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 50. Deformada e indeformada para o modelo 4: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 51. Deslocamentos verticais para o modelo 8: 1, 2, 4 e 8 [Nm].....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 52. Deformada e indeformada para o modelo 8: 1, 2, 4 e 8 [Nm] .....</i>	<i>81</i>

<i>Figura 53. Deslocamentos verticais para o modelo 9: 100, 200, 400 e 800 [N].....</i>	82
<i>Figura 54. Deformada e indeformada para o modelo 9: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	82
<i>Figura 55. Deslocamentos verticais para o modelo 11: 1, 2, 4 e 8 [Nm].....</i>	82
<i>Figura 56. Deformada e indeformada para o modelo 11: 1, 2, 4 e 8 [Nm] .....</i>	82
<i>Figura 57. Deslocamentos verticais para o modelo 10: 100, 200, 400 e 800 [N].....</i>	83
<i>Figura 58. Deformada e indeformada para o modelo 10: 100, 200, 400 e 800 [N] .....</i>	83
<i>Figura 59. Deslocamentos verticais para o modelo 12: 1, 2, 4 e 8 [Nm].....</i>	83
<i>Figura 60. Deformada e indeformada para o modelo 12: 1, 2, 4 e 8 [Nm] .....</i>	83
<i>Figura 61. Deslocamentos verticais para o modelo 1: 800 [N] .....</i>	86
<i>Figura 62. Deformada e indeformada para o modelo 1: 800 [N] .....</i>	86
<i>Figura 63. Deslocamentos verticais para o modelo 5: 8 [Nm] .....</i>	86
<i>Figura 64. Deformada e indeformada para o modelo 5: 8 [Nm] .....</i>	86
<i>Figura 65. Deslocamentos verticais para o modelo2: 800 [N] .....</i>	87
<i>Figura 66. Deformada e indeformada para o modelo 2: 800 [N] .....</i>	87
<i>Figura 67. Deslocamentos verticais para o modelo 6: 8 [Nm] .....</i>	87
<i>Figura 68. Deformada e indeformada para o modelo 6: 8 [Nm] .....</i>	87
<i>Figura 69. Deslocamentos verticais para o modelo 3: 800 [N] .....</i>	88
<i>Figura 70. Deformada e indeformada para o modelo 3: 800 [N] .....</i>	88
<i>Figura 71. Deslocamentos verticais para o modelo 7: 8 [Nm] .....</i>	88
<i>Figura 72. Deformada e indeformada para o modelo 7: 8 [Nm] .....</i>	88

<i>Figura 73. Deslocamentos verticais para o modelo 4: 800 [N] .....</i>	89
<i>Figura 74. Deformada e indeformada para o modelo 4: 800 [N] .....</i>	89
<i>Figura 75. Deslocamentos verticais para o modelo 8: 8 [Nm] .....</i>	89
<i>Figura 76. Deformada e indeformada para o modelo 8: 8 [Nm] .....</i>	89
<i>Figura 77. Deslocamentos verticais para o modelo 9: 800 [N] .....</i>	90
<i>Figura 78. Deformada e indeformada para o modelo 9: 800 [N] .....</i>	90
<i>Figura 79. Deslocamentos verticais para o modelo 11: 8 [Nm] .....</i>	90
<i>Figura 80. Deformada e indeformada para o modelo 11: 8 [Nm] .....</i>	90
<i>Figura 81. Deslocamentos verticais para o modelo 10: 800 [N] .....</i>	91
<i>Figura 82. Deformada e indeformada para o modelo 10: 800 [N] .....</i>	91
<i>Figura 83. Deslocamentos verticais para o modelo 12: 8 [Nm] .....</i>	91
<i>Figura 84. Deformada e indeformada para o modelo 12: 8 [Nm] .....</i>	91
<i>Figura 85. Deslocamentos verticais para o modelo 1: 113,8 [N] .....</i>	94
<i>Figura 86. Deformada e indeformada para o modelo 1: 113,8 [N] .....</i>	94
<i>Figura 87. Deslocamentos verticais para o modelo 5: 0,3514 [Nm] .....</i>	94
<i>Figura 88. Deformada e indeformada para o modelo 5: 0,3514 [Nm] .....</i>	94
<i>Figura 89. Deslocamentos verticais para o modelo 2: 70,66 [N] .....</i>	95
<i>Figura 90. Deformada e indeformada para o modelo 2: 70,66 [N] .....</i>	95
<i>Figura 91. Deslocamentos verticais para o modelo 6: 0,1680 [Nm] .....</i>	95
<i>Figura 92. Deformada e indeformada para o modelo 6: 0,1680 [Nm] .....</i>	95

<i>Figura 93. Deslocamentos verticais para o modelo 3: 800 [N]</i> .....	96
<i>Figura 94. Deformada e indeformada para o modelo 3: 800 [N]</i> .....	96
<i>Figura 95. Deslocamentos verticais para o modelo 7: 8 [Nm]</i> .....	96
<i>Figura 96. Deformada e indeformada para o modelo 7: 8 [Nm]</i> .....	96
<i>Figura 97. Deslocamentos verticais para o modelo 4: 800 [N]</i> .....	97
<i>Figura 98. Deformada e indeformada para o modelo 4: 800 [N]</i> .....	97
<i>Figura 99. Deslocamentos verticais para o modelo 8: 8 [Nm]</i> .....	97
<i>Figura 100. Deformada e indeformada para o modelo 8: 8 [Nm]</i> .....	97
<i>Figura 101. Deslocamentos verticais para o modelo 1: 113,8 [N]</i> .....	100
<i>Figura 102. Deformada e indeformada para o modelo 1: 113,8 [N]</i> .....	100
<i>Figura 103. Deslocamentos verticais para o modelo 5: 0,3514 [Nm]</i> .....	100
<i>Figura 104. Deformada e indeformada para o modelo 5: 0,3514 [Nm]</i> .....	100
<i>Figura 105. Deslocamentos verticais para o modelo 2: 70,66 [N]</i> .....	101
<i>Figura 106. Deformada e indeformada para o modelo 2: 70,66 [N]</i> .....	101
<i>Figura 107. Deslocamentos verticais para o modelo 6: 0,168 [Nm]</i> .....	101
<i>Figura 108. Deformada e indeformada para o modelo 6: 0,168 [Nm]</i> .....	101
<i>Figura 109. Deslocamentos verticais para o modelo 3: 800 [N]</i> .....	102
<i>Figura 110. Deformada e indeformada para o modelo 3: 800 [N]</i> .....	102
<i>Figura 111. Deslocamentos verticais para o modelo 7: 8 [Nm]</i> .....	102
<i>Figura 112. Deformada e indeformada para o modelo 7: 8 [Nm]</i> .....	102

<i>Figura 113. Deslocamentos verticais para o modelo 4: 800 [N] .....</i>	103
<i>Figura 114. Deformada e indeformada para o modelo 4: 800 [N] .....</i>	103
<i>Figura 115. Deslocamentos verticais para o modelo 8: 8 [Nm] .....</i>	103
<i>Figura 116. Deformada e indeformada para o modelo 8: 8 [Nm] .....</i>	103



# Capítulo 1

Introdução

## **1.1. Contextualização e objetivos**

O constante desenvolvimento tecnológico e a necessidade inerente ao Homem de procurar saber mais traduz-se na interligação da engenharia e da medicina, e surgem com a intenção de contribuir para o desenvolvimento da saúde humana. É neste contexto que surge o tema do trabalho realizado.

Com o propósito inicial de estudar a coluna vertebral e perceber qual a melhor solução de material a ser utilizado numa prótese de substituição de disco intervertebral, o trabalho desenvolvido centra-se no estudo biomecânico do conjunto de vértebras cervicais C6-C7. O principal objetivo é avaliar os deslocamentos verticais no conjunto, quando sujeito a uma determinada força de compressão ou momento fletor, verificando a influência da rigidez dos materiais. A substituição do material do disco intervertebral pela substituição do material de uma prótese, permite ainda estudar a influência desta no comportamento biomecânico dos segmentos cervicais em estudo.

A escolha das vértebras cervicais C6-C7 e respetivo disco intervertebral, para análise biomecânica, relaciona-se com o facto de existir na literatura, pouca referência detalhada, em relação a este conjunto de vértebras da coluna. A região cervical é geometricamente mais complexa, no entanto, suscetível de patologias e desgaste. A análise da resistência dos materiais que a constituem será, por isso, tema de interesse para a investigação.

O trabalho foi abordado em contexto numérico, utilizando o método de elementos finitos, num estudo detalhado e com a análise de diferentes soluções. Paralelamente à metodologia numérica é também utilizada uma metodologia analítica, através de equações para cálculo dos deslocamentos em materiais compostos, que permitem validar as análises efetuadas.

## **1.2. Organização dos capítulos**

Este trabalho está dividido em sete capítulos e seis anexos.

No **Capítulo 1** é feita uma introdução ao tema do trabalho. São enunciados alguns dos objetivos e metodologia utilizada no desenvolvimento do estudo.

O **Capítulo 2** diz respeito à revisão bibliográfica, onde são enunciados alguns trabalhos desenvolvidos na área da biomecânica da coluna.

No **Capítulo 3** são apresentados alguns conceitos teóricos relativos à coluna vertebral, nomeadamente às vértebras cervicais e respetivos discos intervertebrais. É mostrado também o motivo que provoca a degeneração dos discos intervertebrais. É ainda apresentada a componente clínica, com a participação da autora deste trabalho numa intervenção cirúrgica à coluna cervical, com discos intervertebrais degenerados e substituição por prótese de disco.

O **Capítulo 4** apresenta a análise numérica efetuada ao longo do trabalho. São descritos, de forma detalhada, os dois tipos de análises 2D a modelos simplificados, baseados em medições da coluna cervical através de Ressonâncias Magnéticas. A primeira análise é linear estática onde foi considerado contacto perfeito entre todos os componentes vertebrais através da utilização do Ansys®. A segunda análise é de contacto, considerando elementos de contacto entre as vértebras e o disco. Paralelamente a estes dois estudos, é feita uma validação teórica baseada no cálculo dos deslocamentos para materiais compostos. Por fim, apresentam-se as conclusões obtidas dos deslocamentos bem como da rigidez em cada um dos modelos.

No **Capítulo 5** encontram-se as análises numéricas e analíticas efetuadas para os modelos 3D simplificados, baseados em imagens CAD de vértebras reais. São apresentados os resultados e as respetivas conclusões referentes aos modelos em estudo, numérico e teórico.

O **Capítulo 6** diz respeito à análise efetuada em modelos 3D reais. Semelhantemente ao que acontece nos capítulos anteriores, é descrito o método usado na análise numérica pelo método de elementos finitos, apresentados os resultados e conclusões relativos aos deslocamentos e à rigidez dos modelos. É feita uma comparação percentual da rigidez entre os vários modelos e apresentado cálculo das tensões de von Mises nos modelos reais à compressão.

No **Capítulo 7**, são apresentadas todas as conclusões gerais do trabalho, bem como possíveis trabalhos futuros.

No **Anexo A** encontram-se as imagens que dizem respeito às medições efetuadas para a construção dos modelos vertebrais 2D e 3D.

No **Anexo B** apresentam-se as imagens dos deslocamentos, deformada e indeformada, obtidas através do modelo teórico composto e resultados no Ansys®.

O **Anexo C** é referente à análise linear estática utilizada nos modelos 2D simplificados. Aqui, encontram-se as imagens obtidas para os deslocamentos verticais dos modelos estudados, com respetiva deformada e indeformada.

No **Anexo D** são apresentadas as imagens para a deformada e indeformada, e deslocamentos verticais dos modelos 2D da análise de contacto.

O **Anexo E** serve de complemento ao Capítulo 5, com as imagens da análise linear estática dos modelos 3D simplificados.

Por fim, o **Anexo F** refere a análise realizada no Capítulo 6, com as imagens dos deslocamentos, deformada e indeformada, para os modelos 3D reais.

# Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

## 2.1. Revisão bibliográfica

Estima-se que, cerca de metade da população mundial, com idade superior a 40 anos, sofre de doenças associadas à coluna vertebral, nomeadamente, doença do disco cervical. Segundo *Jirkova et al. (2010)*, esta doença caracteriza-se por alterações degenerativas na parte superior da coluna. Lesões no pescoço ou região cervical são muito importantes, uma vez que, existe um risco potencial de dano na medula espinhal. Citado por *Anabarani et al. (2010)*, *G. Paesold et al. (2006)* salientam que a degeneração do disco intervertebral deve-se, possivelmente, a três fatores principais: carregamentos mecânicos, pré-disposição genética associado a efeitos nutricionais e a idade. Ainda assim, as atividades quotidianas e lúdicas são causas frequentes que aumentam, substancialmente, o número de lesões graves na região cervical [1]. Desta forma, o desenvolvimento de ferramentas mecânicas e clínicas é muito importante para se efetuar uma intervenção precoce no diagnóstico de lesões.

O estudo da coluna vertebral e a forma como esta se comporta quando sujeita a carregamentos e a cirurgias de substituição do disco intervertebral, não é novidade. Vários estudos têm sido publicados nesta área que, para além de complexa, tem ainda muito para ser descoberto. Ao nível da engenharia, têm sido elaboradas metodologias de desenvolvimento de próteses para efetuar a substituição total do disco intervertebral de modo a utilizá-las em ferramentas computacionais.

*C. de Jongh (2007)* descreve que, uma prótese cervical para substituição do disco intervertebral trata-se de um dispositivo que é implantado entre duas vértebras cervicais, com o intuito de aliviar dores crónicas ou desordens agudas da coluna vertebral, como por exemplo, doenças degenerativas do disco intervertebral. O disco de substituição é projetado para restaurar o movimento entre os segmentos cervicais onde é implantado [2]. A cirurgia cervical de substituição do disco, segundo *Jirkova et al. (2010)*, seria mais aplicável a pacientes com hérnia discal, cujos tratamentos não-cirúrgicos não funcionaram e onde a doença lhes afeta a qualidade de vida [1].

No desenvolvimento de uma prótese de substituição do disco intervertebral ou até mesmo o simples estudo do seu comportamento mecânico, tem como objetivo preservar

o movimento ou restaurar a funcionalidade do segmento problemático da coluna. Como tal, *Campello et al. (2009)* quiseram estabelecer uma metodologia de desenvolvimento de uma prótese de disco intervertebral que cumprisse os parâmetros citados anteriormente. Para cumpri-los foram utilizadas ferramentas computacionais, que permitiram a modelação virtual de uma prótese e também a análise do seu comportamento mecânico quando submetida a esforços de compressão axial e de corte, utilizando o método dos elementos finitos. O desenvolvimento da prótese foi efetuado, totalmente, em ambiente computacional com auxílio do programa Autodesk Inventor™. A avaliação inicial do projeto geométrico e dimensional da prótese foi realizada pela análise crítica de neurocirurgiões. Os materiais utilizados neste estudo foram as ligas de Cobalto-Crômio-Molibdénio e o Polietileno de elevado peso molecular, uma vez que, possuem propriedades biomecânicas adequadas e por serem utilizadas no fabrico de próteses ortopédicas. O modelo CAD (*Computer Aided Design*) em elementos finitos foi realizado através da geração de uma malha computacional. Neste estudo realizado por *Campello et al. (2009)*, os autores efetuaram análises mecânicas de compressão axial estática com uma carga de 2510 N. Foi aplicada esta carga porque durante as atividades físicas quotidianas, as forças geradas na coluna lombar e na região sacra são, aproximadamente, 4.5 vezes mais elevadas do que as encontradas num indivíduo em repouso. Foram obtidas condições de teste para realizar análises mecânicas e aplicação do critério de von Mises para a solução da análise. Verificou-se que, o núcleo da prótese suportou cargas com valores mais elevados do que o estabelecido na literatura médica [3].

Por outro lado, *Deoghare et al. (2009)* realizaram um estudo com o objetivo principal de compreender o comportamento mecânico das vértebras lombares L3/L4 sob compressão axial. Apesar do presente estudo incidir na zona cervical da coluna vertebral, o estudo de *Deoghare et al. (2009)* é importante pelo desenvolvimento de um código em Matlab® para gerar modelos 3D da coluna de um paciente, a partir de imagens de Tomografia Computorizada. Este código, para além de construir os dados da Tomografia Computorizada, serve de base para o modelo CAD [4]. Foi desenvolvido um modelo de elementos finitos que, tal como acontece no estudo de *Campello et al. (2009)*, pode prever deslocamentos e tensões nas vértebras [3]. Os autores conceberam

um modelo físico real usando técnicas de prototipagem rápida. Através da variação de alguns parâmetros foram efetuadas várias simulações para encontrar o local onde havia um aumento da rigidez axial, de modo a garantir o sucesso da técnica de fusão do disco intervertebral. Os resultados mostraram que a variação de um espaçador intervertebral em cirurgias, não afeta o comportamento mecânico, em termos de rigidez axial para o implante, enquanto que, o uso de instrumentação pedicular aumenta substancialmente a rigidez axial. Estes resultados são úteis para conhecer a secção crítica do modelo biomecânico da prótese [4].

Noutro estudo, efetuado por *Jirkova et al. (2010)* o objetivo principal foi desenvolver um modelo 3D de elementos finitos da zona cervical da coluna vertebral (segmentos C4 a C6) de modo a verificar o movimento de um disco intervertebral artificial substituído. Os autores, na sua revisão bibliográfica, citam estudos de outros investigadores que mostraram que, através da fusão de um segmento espinhal, os segmentos da coluna vertebral, acima ou abaixo da área fundida, são forçados a absorver mais carga, porque deixa de existir qualquer tipo de intervenção na absorção de choques provocados pelo movimento. Estes segmentos da coluna vão sofrer desgaste e, em seguida, cerca de 25% dos doentes em estudo, tornam-se sintomáticos o que significa um maior número de intervenções cirúrgicas. A este problema é atribuído o nome de “degeneração do segmento adjacente”. Assim, *White et al.(1990)* citados por *Jirkova et al. (2010)* definiram a estabilidade clínica da coluna vertebral como a capacidade da coluna reagir sob cargas fisiológicas. Para cumprir o objetivo do estudo referido anteriormente, foi construído um modelo 3D com 4 vértebras e 3 discos intervertebrais e utilizou-se o método dos elementos finitos, considerando-se duas configurações distintas do modelo. A primeira configuração é um modelo dito “saudável” que foi construído e validado através da comparação com dados de autores citados neste estudo. A segunda configuração é a de um modelo “móvel” que teve o nível superior implantado com uma substituição do disco intervertebral artificial *Prodisc-C* feito pela *Synthes* [1].

Para os detalhes geométricos do modelo de elementos finitos, os autores, utilizaram imagens obtidas a partir de Tomografias Computorizadas, de um indivíduo do género masculino com 34 anos de idade. Transferiram os arquivos DICOM dos segmentos cervicais C4 a C6 e obtiveram três imagens tridimensionais, da superfície das vértebras.

---

Estas imagens foram convertidas e guardadas em arquivos Binary STL e os discos intervertebrais foram projetados, separadamente, no *Rhinoceros 4* e importados para o programa de elementos finitos [1]. Como foi referido anteriormente, foram utilizadas duas configurações distintas do modelo 3D contendo 4 vértebras e 3 discos. Assim, para o modelo “saudável” o disco intervertebral foi modelado como três camadas de elementos sólidos, i.e., duas camadas com cerca de 0.5 mm cada uma e uma camada, correspondente ao disco intervertebral. Por outro lado, no modelo “móvel” a prótese de disco foi implantada no nível C4-C5 e analisaram-se os seus efeitos. Este disco implantado é composto por ligas de Crómio-Molibdénio-Cobalto [1].

*Jirkova et al. (2010)* concluíram que a análise por elementos finitos é o melhor método de investigação da função mecânica da coluna vertebral. Ainda assim, este projeto continua a ser desenvolvido em parceria com os médicos do Motol-Hospital em Praga [1].

Numa investigação acerca da análise mecânica da coluna lombar, *Oliveira (2013)*, procurou descrever simulações através do método dos elementos finitos, incluindo cálculos das tensões principais, propriedades mecânicas não-lineares para ossos e ligamentos. Incluiu no seu estudo a construção de um modelo geométrico computacional, que representasse a coluna vertebral, geração de malhas de elementos finitos e comparou estes resultados com os da literatura. O modelo 3D representa as cinco vértebras lombares e foi construído sem interferências e fixado na base, em todas as direções. Efetuou sucessivos estudos não-lineares com o intuito de estabelecer as tensões observadas na coluna lombar antes de lhe ser transmitida algum tipo de carregamento. O modelo de elementos finitos do conjunto foi submetido a momentos de 10 Nm em extensão e flexão [5]. Para o estudo de próteses discais, o autor utilizou material proteico no disco intervertebral e manteve as geometrias, o tipo de estudo e outras condições relevantes. Gerou malhas e resultados para comparar ângulos e tensões para os modelos da coluna, natural e proteica. Verificou então que, as simulações da coluna saudável apresentaram trações na maioria dos ligamentos analisados, nos núcleos obteve compressão e nos ossos e anéis ocorreu tração e compressão. Concluiu que a substituição dos discos por um material elástico linear reduzia os ângulos de extensão e flexão da coluna lombar [5].

A origem da dor na coluna vertebral não é conhecida o suficiente pelo que se pensa que seja muito mais complexa do que a dor oriunda das superfícies articulares. Fatores estruturais, funcionais e patogênicos, fazem com que o uso de um disco artificial capaz de manter e restaurar as funcionalidades do disco intervertebral seja um processo complicado. Isto deve-se ao facto da função do disco intervertebral ser de difícil reprodução e como tal, influencia também a elaboração de uma prótese de disco. Os materiais utilizados no desenvolvimento de uma prótese intervertebral e sobrecarga mecânica que devem suportar, apresentam níveis de exigência superiores, comparativamente com outro tipo de articulações. As cargas complexas que atuam sobre o disco intervertebral, provocam problemas distintos daqueles que atuam, por exemplo, na anca [6]. Torna-se, então, importante, fazer uma escolha adequada da prótese a ser utilizada na substituição do disco não saudável de modo a reconstituir todo o processo articular da coluna e proporcionar ao indivíduo uma melhor qualidade de vida.

Ao nível das cirurgias da coluna cervical, *Baldissin et al. (2002)* efetuam a abordagem anterior feita à coluna cervical que se sustenta a partir de trabalhos realizados por Smith e Robinson em 1955 e em técnicas desenvolvidas por Cloward em 1958 [7].

A escolha da melhor prótese é um processo longo e complexo. Devem ter-se em conta diversos fatores, tais como, os materiais de que são constituídas, as variações existentes ao nível do projeto, a cinemática e ainda princípios de integração da prótese e a respetiva fixação. Note-se que, a artroplastia cervical, nome dado à cirurgia de substituição de disco intervertebral cervical, é uma opção dinâmica e uma técnica recente pelo que a experiência do cirurgião tem um papel muito importante no sucesso deste procedimento [8].

Existem no mercado diversos modelos de próteses de disco cervicais, com características diferentes. Num estudo realizado por *Oliveira et al. (2013)* acerca das possíveis diferenças existentes entre as várias próteses de disco cervicais existentes no mercado, os autores analisaram e compararam entre si, diversas próteses de disco cervical do tipo Baguera<sup>®</sup>, Prestige<sup>®</sup>, PCM<sup>®</sup> e Bryan<sup>®</sup>, num total de 26 próteses e 22 pacientes. Concluíram que, existe uma perda de mobilidade nas próteses Prestige<sup>®</sup>,

PCM<sup>®</sup> e Bryan<sup>®</sup> após um período médio de pós-operatório de 4,6 anos. No caso da prótese Bryan<sup>®</sup> a rotação provoca um movimento anormal no centro de rotação associados à dor. Em termos de altura, este modelo de prótese, apenas apresenta uma medida e o processo de inserção é complexo. Os autores verificaram ainda que, as próteses Prestige<sup>®</sup> e PCM<sup>®</sup> apresentam melhores resultados do que a Bryan<sup>®</sup>, apesar de alguns problemas que surgem ao nível dos movimentos dos segmentos cervicais. Por outro lado, a prótese Baguera<sup>®</sup>, para além da forma anatómica, é de fácil inserção e ajuste entre as vértebras, tecnicamente mais simples do que os outros modelos e menos agressiva, permitindo diminuir, por exemplo, perdas sanguíneas. Em termos de mobilidade, os autores consideram que, apesar de terem que ser elaborados mais estudos, a prótese do tipo Baguera<sup>®</sup> apresenta níveis de mobilidade superiores [8].

Para além das próteses intervertebrais, são muito utilizados por cirurgiões, espaçadores intervertebrais ou *cages*. Estes são frequentemente utilizados na zona do disco intervertebral, com o intuito de restaurar a altura do disco perdida, resultado da sua degeneração ou aliviar a pressão exercida sobre a raiz de um nervo. As *cages* são capazes de proporcionar, através de enxerto ósseo colocado ordenadamente, dentro e em torno destes objetos, um crescimento do enxerto ósseo, formando, eventualmente, um osso sólido que passa a suportar as vértebras adjacentes. Desta forma, os espaçadores intervertebrais são capazes de impedir que as vértebras se desloquem, aumentando o espaço destinado às raízes dos nervos, resultando na estabilização, realinhamento da coluna e alívio da dor. As *cages* são estruturas biologicamente inertes, com elevada versatilidade e ótimas propriedades mecânicas, tais como, a elevada resistência ao impacto e à fadiga. As estruturas destes espaçadores podem ser divididas em três categorias: parafuso, caixa e cilindro e, entre os vários materiais constituintes, salientam-se o Titânio e a Fibra de Carbono [9].



# Capítulo 3

A Coluna Vertebral

### 3.1. A coluna vertebral

De uma forma geral, a coluna vertebral é definida como uma haste firme e flexível, constituída por elementos individuais unidos entre si através de articulações, acoplados por ligamentos e suportados por músculos. Do ponto de vista anatómico, a coluna vertebral é composta por diversos ossos, as vértebras, que ligadas entre si constituem o eixo central do esqueleto humano. É uma estrutura flexível que pode rodar e fletir lateralmente, composta por 26 vértebras distribuídas da seguinte forma: 7 vértebras cervicais, situadas na região do pescoço que servem de suporte à cabeça; 12 vértebras torácicas, dispostas na parte posterior à cavidade torácica, suportando-a; 5 vértebras lombares que suportam a cavidade abdominal e permitem mobilidade entre a parte torácica do tronco e a pelve; Sacro e Cóccix: que consistem, respetivamente, em 5 vértebras sacrais que unem a coluna vertebral à pelve e 4 vértebras coccígeas que suportam a cintura pélvica [10], [11]. Na Figura 1 observam-se as várias regiões da coluna vertebral.

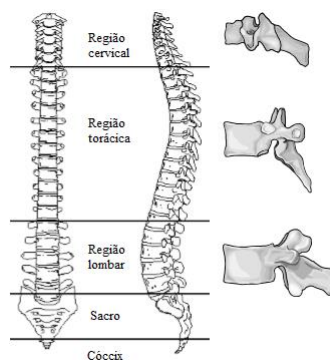


Figura 1. Regiões da coluna vertebral (adaptado) [12]

As vértebras das diferentes regiões da coluna vertebral variam em tamanho, forma e detalhe. No entanto, apresentam uma morfologia básica monótona, de modo que, é possível discutir a sua estrutura e funções como uma vértebra típica [10], [11]. Assim, uma vértebra é formada por um corpo vertebral que é a porção da frente, espessa e em forma de disco e que serve de suporte ao peso da vértebra, o arco vertebral que se estende para trás do corpo da vértebra e é composto por pedículos, lâminas e forame vertebral, envolvendo e protegendo a medula espinhal e os processos vertebrais que são

pontas ósseas que partem das lâminas e variam de tamanho, forma e direção ao longo das várias regiões da coluna [10], [11].

### 3.1.1. Vértebras Cervicais

Como já foi referido anteriormente, as vértebras podem ser identificadas por características especiais, uma vez que a sua morfologia é básica. Ainda assim, individualmente, todas as vértebras apresentam características estruturais próprias, ou seja, os corpos vertebrais vão-se tornando cada vez maiores à medida que se aproximam do sacro e menores na direção do cóccix. Estas diferenças estão relacionadas com o facto de a região lombo-sacra sustentar mais peso do que as regiões torácica e cervical. Assim, é importante saber caracterizar as vértebras cervicais, uma vez que a sua anatomia varia consideravelmente das outras vértebras.

A coluna cervical apresenta sete vértebras (C1 a C7) que podem ser classificadas como atípicas e típicas. As vértebras atípicas são as três vértebras cervicais C1 (Atlas), C2 (Áxis) e C7 (Proeminente) e são caracterizadas devido à sua forma específica e à finalidade de permitir os movimentos da cabeça. Por sua vez, as restantes vértebras, as típicas, contêm componentes estruturais comuns a todas as vértebras, tais como, o corpo e arco vertebrais, processos transversos, espinhosos e articulares, lâminas, pedículos e forame vertebral [13], [14]. Na Figura 2 encontra-se a representação da vista superior de uma vértebra cervical típica.

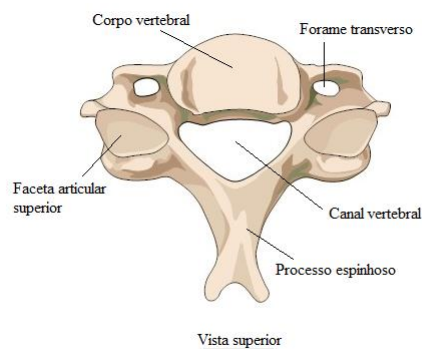


Figura 2. Vértebra cervical típica (adaptado) [15]

A primeira vértebra cervical (C1) é denominada Atlas e a sua principal diferença em relação às restantes vértebras é o facto de não possuir corpo vertebral [13]. É sobre ela

que o crânio repousa e recebeu esta denominação a partir do Atlas, que na mitologia grega tinha a reputação de suportar a Terra. Consiste em duas massas laterais conectadas por um arco curto e um arco longo. A segunda vértebra cervical (C2) é o *Áxis* e recebe este nome porque forma um pivô em torno do qual o Atlas gira, permitindo ao crânio realizar movimentos rotativos [11].

As vértebras cervicais típicas, isto é, da terceira à sexta, apresentam um corpo vertebral pequeno e largo, um grande forame vertebral triangular e um processo espinhoso curto e bífido [11]. Por sua vez, a sétima vértebra cervical, ou *Proeminente*, possui os mesmos componentes de uma vértebra típica. No entanto, é considerada uma vértebra atípica, tal como o Atlas e o *Áxis*, devido ao seu processo espinhoso ser proeminente e por poder ser facilmente palpável na região do pescoço quando se encontra em flexão [13].

## **3.2. Discos intervertebrais**

Os corpos das vértebras unem-se através de discos intervertebrais e ligamentos longitudinais. São uma estrutura da coluna vertebral complexa e especializada e têm como função primordial fornecer estabilidade ao unir os corpos vertebrais, absorver e dissipar de forma uniforme as cargas mecânicas e permitir movimentos articulares [5].

A coluna vertebral possui 23 discos intervertebrais, representando cerca de 25% do comprimento total da coluna. Entre a primeira vértebra cervical (Atlas), a segunda vértebra cervical (*Áxis*) e o cóccix não existem discos intervertebrais [5].

Segundo *Bahramshahi (2009)*, os discos intervertebrais são estruturas planas, com anéis exteriores de tecido resistente, denominados de anéis fibrosos, que circundam os núcleos polposos caracterizados pelo seu aspeto branco e gelatinoso. Os discos conectam-se, superior e inferiormente, às vértebras através de cartilagens. Cada disco absorve o esforço e o choque que podem ocorrer durante o movimento e previne as vértebras de exercerem pressão, umas contra as outras. As composições e a estrutura de cada componente discal são muito diferentes, o que sugere que cada um dos componentes pode ter um papel mecânico próprio [16].

Citado por *Oliveira (2013)*, o autor *Hall (2009)* explica que o anel fibroso é formado por cerca de 90 faixas de fibras e cartilagens, que rodeiam o núcleo polposos. As fibras de colagénio do anel fibroso formam ângulos de 30° umas com as outras e são fundamentais na mecânica do disco, isto é, exibem alterações na organização de acordo com as cargas mecânicas suportadas ou na sua degeneração. Estes autores descrevem ainda que os núcleos de discos jovens e saudáveis são compostos maioritariamente por água (90%) e que, por isso, os núcleos polposos são resistentes à compressão. Mecanicamente, os anéis atuam como molas cujas tensões unem os corpos vertebrais aos núcleos e estes, por sua vez, atuam como rolamentos contendo substâncias gelatinosas incompressíveis [5]. Na Figura 3 é possível observar a configuração geral de um disco intervertebral.

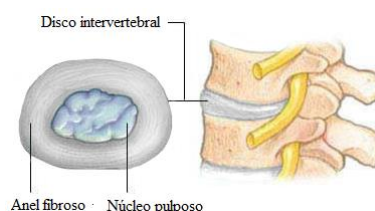


Figura 3. Configuração de um disco intervertebral (adaptado) [17]

Relativamente às propriedades mecânicas dos discos intervertebrais sabe-se que, devido às atividades do dia-a-dia, a coluna está constantemente submetida a forças compressivas, resultantes da ação da gravidade [18].

A capacidade das unidades funcionais em absorver e dissipar as cargas depende das propriedades mecânicas dos discos intervertebrais. Quando as forças compressivas são aplicadas sobre os discos, a tensão acumula-se numa região central (composta pelo núcleo polposos e o anel fibroso interno) comportando-se, mecanicamente, como um fluido. Estas forças causam um aumento na pressão interna do núcleo polposos transformando as forças verticais em forças horizontais que, por sua vez, causam uma deformação radial do anel fibroso. Consequentemente ocorre uma saída gradual de fluido contido no interior do núcleo polposos e anel fibroso, e entrada de eletrólitos para o interior dos discos, provocando um aumento da pressão osmótica e evitando que haja uma perda excessiva de fluido dos discos intervertebrais. Assim, estes dois componentes dos discos proporcionam características viscoelásticas. Desta forma, os

discos intervertebrais tendem a deformar-se quando sujeitos a forças de compressão causando uma redução na sua altura. Esta redução provoca, conseqüentemente, uma diminuição da coluna vertebral [18].

Quando a coluna se inclina, geram-se cargas de tração num dos lados do disco e cargas compressivas no lado oposto, como se verifica na Figura 4 [5].



Figura 4. Disco intervertebral quando há extensão da coluna [5]

### 3.2.1. Degeneração dos discos intervertebrais cervicais

Como referido anteriormente, os discos intervertebrais passam por diversas mudanças, tanto ao nível da composição e função mecânica, como ao nível da sua estrutura.

As doenças degenerativas dos discos intervertebrais cervicais são uma patologia muito comum que requerem intervenções cirúrgicas como tratamento final. Os discos intervertebrais têm um papel muito importante na mobilidade e transferência de cargas através da coluna vertebral e, estas cargas, são transmitidas da coluna para o disco intervertebral, provocando inúmeras lesões [19].

Com a degeneração do disco intervertebral, as suas propriedades biomecânicas são alteradas resultando na perda de demarcação entre o núcleo polposo e o anel fibroso, na altura do disco e ainda, alteração da carga pelo disco intervertebral e tecidos circundantes [19].

As causas da degeneração do disco intervertebral podem ser o envelhecimento, fatores mecânicos devidos a atividades laborais, condições anormais de carga e perda de nutrição para o disco. A perda de altura e estrutura do disco intervertebral pode resultar em dor devido ao aumento da enervação em discos intervertebrais degenerados. Esta

perda de altura pode ainda, contribuir para uma alteração da carga exercida sobre os corpos vertebrais e articulações da coluna, resultando em dor e, possivelmente, artrites nas articulações. Por outro lado, a degeneração do núcleo combinado com a degeneração do disco pode causar hérnias discais dentro do canal espinhal, provocando dores ao nível do pescoço. Alguns autores desenvolveram métodos de classificação da degeneração do disco intervertebral da coluna cervical com base em imagens de ressonância magnética [19].

A degeneração do disco é um processo natural que acontece com a maioria dos indivíduos e o tipo de tratamento depende, não só da pessoa, como também do grau de degeneração. Os tratamentos podem ser conservadores ou não-invasivos, tais como o repouso ou analgésicos, e/ou tratamentos invasivos ou cirúrgicos [19].

### **3.3. Próteses intervertebrais**

A cirurgia de substituição do disco intervertebral é um procedimento comum e que envolve a inserção de uma prótese entre o espaço intersomático (espaço compreendido entre a parte inferior de um corpo vertebral e parte superior). Esta cirurgia tem como objetivo preservar a mobilidade normal da coluna [20], [21].

Uma prótese de disco cervical caracteriza-se por ser um dispositivo proteico projetado para manter o movimento do segmento vertebral em questão. Funciona como um conjunto, apesar de ser constituído por várias partes (usualmente 3) e permite fazer movimentos de extensão, rotação e flexão [20].

Como foi referido na secção anterior, os discos intervertebrais cervicais conferem mobilidade ao pescoço. Se são saudáveis, atuam como “almofadas” para as vértebras. Com o tempo, a degeneração do disco saudável, que pode ser devida a vários fatores, fazendo com que causem danos à coluna, provocando, por exemplo, dor, dormência, espasmos musculares ou perda de coordenação [21].

Quando as terapias não cirúrgicas não são suficientes para aliviar os sintomas, é recomendada a cirurgia de substituição do disco intervertebral não saudável, por uma prótese que restaure o normal funcionamento daquele segmento vertebral.

De uma forma geral, uma artroplastia da coluna vertebral cervical, funciona sobre o mesmo processo. Numa fase inicial, e após uma pequena incisão feita na região frontal do pescoço, são “puxados” lateralmente os tecidos moles, bem como a traqueia, expondo-se a área cervical a ser tratada. É retirado todo o disco não saudável, bem como algum material ósseo presente ao redor das vértebras. De seguida, é inserido dentro do espaço intersomático, a prótese escolhida pelo médico, atendendo às características do problema e ao doente, sendo a incisão fechada [21]. Na Figura 5 é possível visualizar uma esquematização do processo cirúrgico.

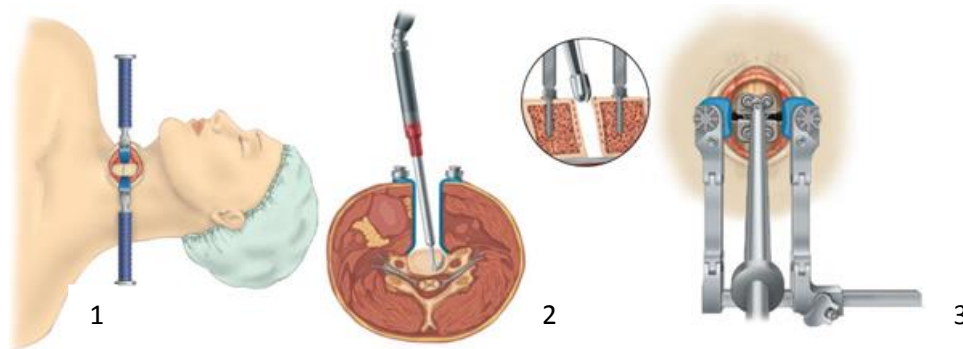


Figura 5. Procedimento cirúrgico de substituição do disco cervical [21]

No entanto, a fixação das próteses intervertebrais não é feita da mesma maneira, isto porque todos os modelos apresentam características próprias. Geralmente, as próteses são compostas por três componentes: duas placas (uma superior e outra inferior) fabricadas num material com características mecânicas adequadas ao suporte de esforços, tais como PEEK (polímero termoplástico) ou ligas de Cobalto-Crômio-Molibdênio ou Cobalto-Crômio, e um disco fabricado num material resistente, tal como o Titânio poroso. Tanto a placa como o disco apresentam uma forma adaptativa às vértebras onde vai ser colocada [20], [21].

Existem próteses no mercado que são fixadas através de parafusos pediculares. No entanto, os implantes ditos de nova geração, não apresentam esses parafusos pelo que a sua inserção no espaço intervertebral é fácil, necessitando de algum material para fazer

a osteossíntese. Nas Figuras 6, 7, 8, 9, 10 e 11 estão representadas algumas das próteses comercializadas.



Figura 6. Prótese Mobi-C® [22]



Figura 7. Prodisc® [23]



Figura 8. Bryan® [24]

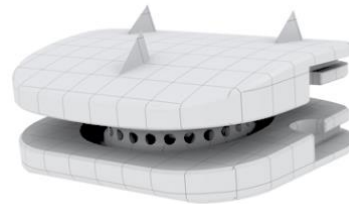


Figura 9. Baguera® [25]



Figura 10. Prestige® [26]



Figura 11. PCM® [27]

### 3.4. Componente clínica

No decorrer da elaboração deste trabalho, surgiu a oportunidade de assistir a uma cirurgia de substituição de disco intervertebral na coluna cervical. Tratou-se de uma paciente de 50 anos que apresentava, para além de um deslocamento do disco intervertebral cervical, uma hérnia discal.

Ao longo de todo o processo cirúrgico, foi colocada uma prótese de disco Mobi-C® entre as vértebras C4 e C5 que permite tratar dois níveis cervicais, bem como, permitir que as vértebras tenham movimentos de rotação e flexão/extensão. Considerada a melhor prótese de disco cervical no mercado, é composta por três partes distintas: duas peças (uma inferior reta composta por uma liga de Cobalto-Crômio-Molibdênio (CoCrMo) e uma superior côncava revestida por Titânio), que permitem o contacto perfeito com as vértebras onde a prótese é colocada e uma outra parte interior, constituída por polietileno.

Por outro lado, nos níveis C5-C6 e C6-C7 foram colocadas duas *cages* intersomáticas, uma em cada nível, no local do disco intervertebral para resolver o problema de contacto entre as vertebrae. Estas *cages* são colocadas em distensão e após estarem colocadas, elas próprias apresentam um movimento de extensão, permitindo assim, a união das vértebras. Na Figura 12 é possível visualizar o final do processo cirúrgico com a prótese intervertebral e as *cages* e o estímulo utilizado no processo da osteossíntese.

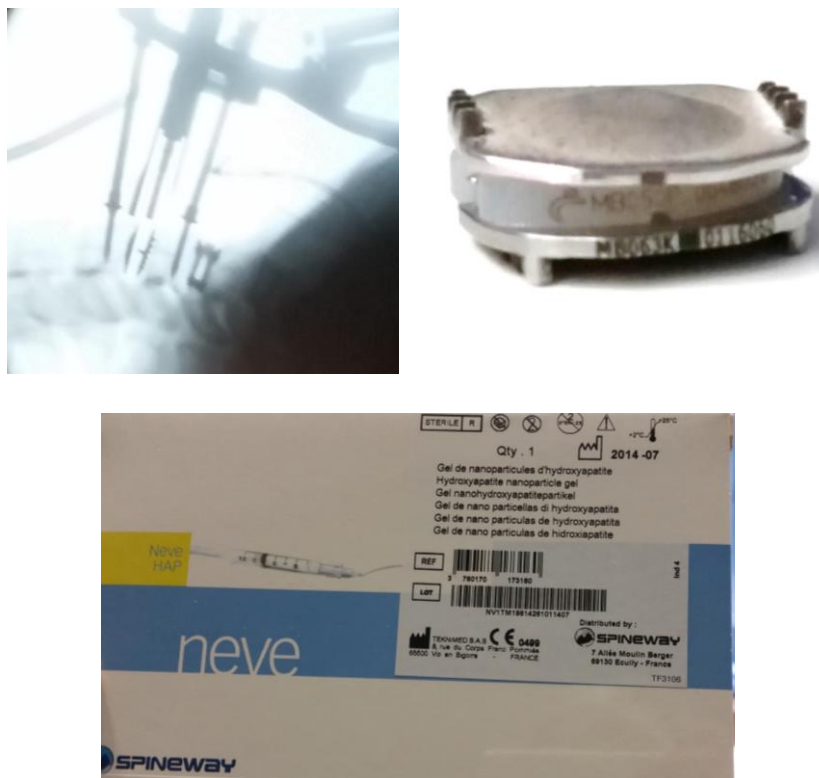


Figura 12. Final do processo cirúrgico, prótese intervertebral e estímulo da osteossíntese

# Capítulo 4

Modelos 2D simplificado das vértebras C6-Disco-C7

## 4.1. Método e medição

Através da elaboração de modelos 2D simplificados da coluna vertebral cervical nos segmentos C6-C7, com disco ou material de prótese intervertebral, pretende-se efetuar uma análise biomecânica recorrendo a duas metodologias: análise linear estática e análise de contacto. Para tal, os modelos numéricos 2D são desenvolvidos recorrendo a geometrias simplificadas, com base em simulações através do método dos elementos finitos, utilizando o programa Ansys®.

Para a elaboração do primeiro estudo, foram utilizadas três ressonâncias magnéticas de três pacientes. Com estas ressonâncias foi possível retirar as medidas correspondentes ao comprimento (inferior e superior) e a altura (anterior e posterior) das vértebras C6 e C7 e do respetivo disco intervertebral. Para a construção do modelo simplificado 2D efetuou-se uma média de todas as dimensões e construiu-se o modelo a utilizar no programa Ansys®. Na Figura 13 apresenta-se o modelo (sem coordenadas) e no Anexo A encontram-se as imagens das Ressonâncias Magnéticas de onde foram efetuadas algumas medições.

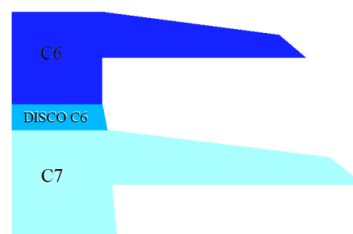


Figura 13. Representação do modelo simplificado 2D

Para a elaboração dos vários modelos geométricos simplificados das vértebras e disco intervertebral, foi efetuada uma média das dimensões das vértebras e disco de 3 pacientes (2 femininos e 1 masculino), com média de idades de 29 anos, recolhidos através de Ressonâncias Magnéticas. Os valores obtidos estão representados nas Tabelas 1 e 2, e são comparados com resultados obtidos pelo autor *Gilad et al. (1986)*, citado por *N. Bahramshahi (2009)* [16].

Tabela 1. Dimensões das vértebras C6 e C7 [16]

Corpo Vertebral		C6 (mm)	C7 (mm)
Profundidade (Gilad et al., 1986)	Superior	16,0	16,4
	Inferior	16,6	16,3
Altura (Gilad et al., 1986)	Anterior	13,0	14,6
	Posterior	13,9	14,9
Profundidade média (3 Pacientes)	Superior	13,3	14,0
	Inferior	15,0	15,5
Altura média (3 Pacientes)	Anterior	13,3	16,2
	Posterior	13,6	16,1

Tabela 2. Dimensões do disco intervertebral C6-C7 [16]

Disco Intervertebral		C6 (mm)
Altura (Gilad et al., 1986)	Anterior	5,2
	Posterior	3,3
Altura média (3 Pacientes)	Anterior	4,1
	Posterior	4,1

Atendendo às diferentes propriedades dos materiais e carregamentos impostos, foram analisados doze modelos simplificados distintos (M1 a M12).

Na Tabela 3 apresentam-se os materiais a considerar em cada uma das vértebras C6 e C7 e disco intervertebral. Na Tabela 4 apresentam-se os modelos M1 a M4, M9 e M10 onde foram consideradas cargas compressivas e nos modelos M5 a M8, M11 e M12 um momento fletor. No total foram realizadas quarenta e oito simulações numéricas, atendendo aos diferentes valores impostos para o carregamento.

Tabela 3. Propriedades dos materiais [16] [28]

Material	Módulo de Elasticidade [MPa]	Coefficiente de Poisson	Tensão de Cedência [MPa]
Osso Cortical	10000	0,29	150
Osso Trabecular	100	0,29	1,0 a 7,0
Anel Fibroso	3,4	0,4	-
Núcleo Polposo	1,0	0,499	-
Titânio	113000	0,3	780 a 1050

Nos modelos M1 a M4, M9 e M10 foram impostas cargas compressivas iguais a 100, 200, 400 e 800 N, no topo da vértebra C6 e restrições na base da vértebra C7. Nos

modelos M5 a M8, M11 e M12 aplicaram-se momentos fletores iguais a 1, 2, 4 e 8 Nm para efeito da rotação na vértebra C6 e restrição na base da vértebra C7.

Relativamente à escolha do Titânio como material constituinte da zona do disco intervertebral, deve-se ao facto de ser biocompatível e apresentar, essencialmente, uma boa resistência à corrosão e à fadiga. Comparativamente com as ligas de Cobalto, tais como, Cobalto-Crómio-Molibdénio, as ligas de Titânio, proporcionam a indução do crescimento ósseo e apresentam menor módulo de elasticidade. Este último aspeto é vantajoso na medida em que, um módulo de elasticidade muito elevado confere ao conjunto biomecânico, demasiada rigidez, podendo por isso também constituir um problema ( $E_{Co-Cr-Mo}=210$  [GPa]) [29].

*Tabela 4. Características dos diferentes modelos*

Modelos	C6	C7	Disco Intervertebral
M1 ou M5	Osso cortical	Osso cortical	Anel
M2 ou M6	Osso cortical + Osso trabecular	Osso cortical + Osso trabecular	Anel+ Núcleo
M3 ou M7	Osso cortical	Osso cortical	Titânio
M4 ou M8	Osso cortical + Osso trabecular	Osso cortical + Osso trabecular	Titânio
M9 ou M11	Osso cortical	Osso cortical	Anel com rigidez quase nula
M10 ou M12	Osso cortical + Osso trabecular	Osso cortical + Osso trabecular	Anel + Núcleo com rigidez quase nula

Foi utilizado o Método de Elementos Finitos numa análise bidimensional em estado plano de tensão. A primeira análise é linear estática, com ligação perfeita entre as vértebras e o disco, e a segunda é uma análise de contacto, considerando elementos de contacto entre as vértebras e o disco intervertebral.

O Método de Elementos Finitos (MEF) traduz-se numa abordagem numérica, pela qual, equações diferenciais que descrevem fenómenos, podem ser resolvidas de forma aproximada. Este método de aproximação apresenta uma estrutura complexa, dividida numa malha de elementos finitos que, por sua vez, é definida por vários nós, estabelecendo a geometria da estrutura em análise. A solução é obtida através da soma das respostas de cada um dos elementos que compõe a estrutura [30].

A equação geral (1) que traduz a aplicação das condições fronteira e das cargas impostas na estrutura é dada por:

$$[K][u] = [F] \quad (1)$$

onde,  $[K]$  é a matriz da rigidez da estrutura,  $[u]$  é o vetor deslocamento e  $[F]$  o vetor Força.

Esta equação possibilita a análise de tensões, deformações e deslocamentos em cada um dos nós da estrutura em estudo [30].

A principal vantagem da utilização do MEF centra-se na capacidade de análise de geometrias, condições de carregamento, condições fronteira e propriedades dos materiais [30]. Um modelo desenvolvido a partir deste método pode ser utilizado, por exemplo, para planejar um procedimento cirúrgico que cause as menores tensões possíveis ao paciente. As aplicações do Método de Elementos Finitos na medicina têm-se manifestado no estudo de alguns pacientes. As imagens médicas, tais como, imagens de Tomografia Computorizada, são utilizadas para a construção de modelos geométricos tridimensionais. Na biomecânica da coluna vertebral, as aplicações do MEF incluem simulações de técnicas cirúrgicas, desenvolvimento e avaliação de prótese, pesquisas de doenças da coluna, efeitos posturais e de carregamentos mecânicos, efeitos de degenerações discais e fraturas vertebrais e hérnias [5].

Para a elaboração deste trabalho foi utilizado o programa Ansys® baseado no Método dos Elementos Finitos. Na análise através do MEF, é importante saber qual o tipo de comportamento dos materiais que compõem o modelo, entre outros parâmetros. Para um comportamento *in vivo*, seria ideal considerar um comportamento anisotrópico e elástico [30]. Ainda assim, de modo a reduzir a complexidade do estudo, opta-se por um comportamento isotrópico, linear e elástico, como foi o caso das análises efetuadas neste trabalho.

As Figuras 14 e 15 representam as malhas de elementos finitos utilizadas nos diferentes modelos em análise.

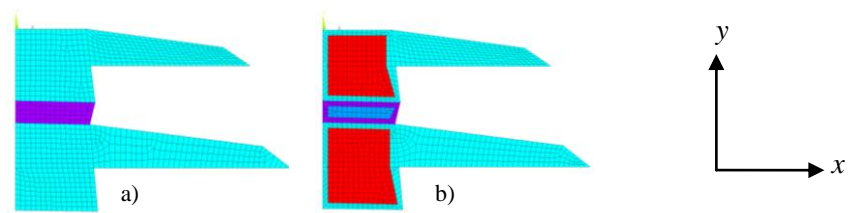


Figura 14. Malha de elementos finitos para a análise linear estática: a) M1, M3, M5, M7, M9 e M11; b) M2, M4, M6, M8, M10 e M12

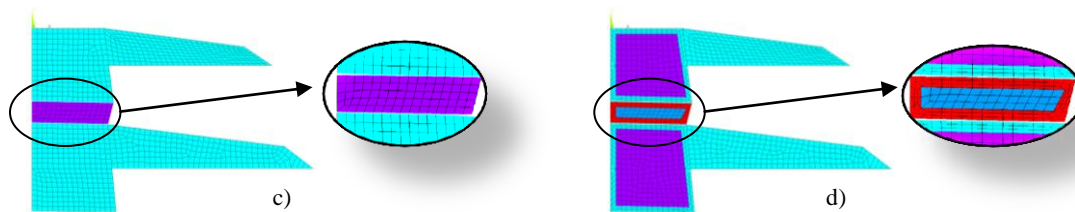


Figura 15. Malha de elementos finitos para a análise de contacto: c) M1, M3, M5, M7, M9 e M11; d) M2, M4, M6, M8, M10 e M12

Nas diferentes simulações foi utilizado o elemento finito (PLANE182) com 4 nós e 2 graus de liberdade relativos a translações em cada nó. Este elemento tem a capacidade de ser utilizado em estado plano de tensão com a opção da incorporação da espessura do modelo. Na Figura 16 encontra-se a representação da geometria do elemento PLANE182.

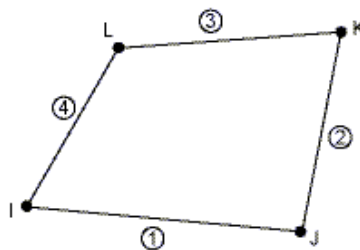


Figura 16. Geometria do elemento PLANE182 [31]

## 4.2. Análise linear estática

Foram desenvolvidos seis modelos de vértebras distintos, com as vértebras C6 e C7 e respetivo disco intervertebral (C6). Todos os modelos são submetidos a carregamentos

de compressão ou à flexão, baseados na mesma geometria e dimensões, para obtenção de resultados relativos ao campo de deslocamentos.

### 4.2.1. Modelo teórico para materiais compostos

De forma a comprovar os resultados numéricos obtidos, é possível a utilização de uma equação teórica (2) para o cálculo de deslocamentos em materiais compostos. Na Figura 17 encontra-se o modelo teórico para materiais compostos, adequado no cálculo analítico.

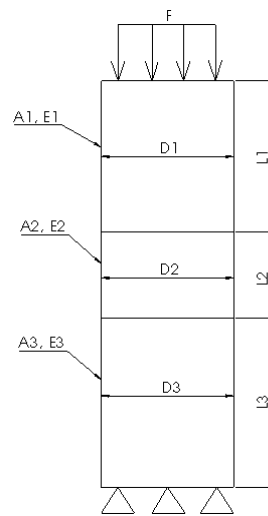


Figura 17. Modelo de barra para materiais compostos

$$\delta = \frac{F \times L_1}{A_1 \times E_1} + \frac{F \times L_2}{A_2 \times E_2} + \frac{F \times L_3}{A_3 \times E_3} \quad (2)$$

onde:

$$A_1 = D_1 \times t; \quad (3)$$

$$A_2 = D_2 \times t; \quad (4)$$

$$A_3 = D_3 \times t; \quad (5)$$

Nestas equações  $\delta$  é o deslocamento a calcular,  $F$  é a força interna,  $L_i$  o comprimento da vértebra  $i$ ,  $E_i$  o módulo de Young,  $A_i$  a área da seção reta,  $D_i$  a largura relativa ao diâmetro da vértebra, com  $i=1, 2, 3$  e  $t$  a espessura considerada.

Com base na equação (2) foram obtidos os deslocamentos para dois modelos distintos 1 e 3, com aplicação de cargas compressivas de 100, 200, 400 e 800 N. Foi ainda efetuada uma análise numérica através do programa Ansys® num modelo geométrico teórico, conforme Anexo B. Os resultados obtidos para os deslocamentos na direção vertical em ambos os métodos (analítico e numérico) são apresentados na Tabela 5.

Conforme se verifica os resultados numéricos aproximam os resultados analíticos, apesar da geometria em estudo ter uma forma aproximada. O erro entre os dois métodos não ultrapassa 7% em relação ao modelo analítico. Desta forma, e para geometrias com formas irregulares e mais complexas, os métodos de simulação numérica traduzem-se numa vantagem de utilização.

Tabela 5. Deslocamentos (analítico e numérico) para os modelos 2D simplificados

Deslocamentos Y [mm]				
	Carga aplicada	Método analítico	Método numérico (Ansys®)	Erro (%)
Modelo 1	100N	2,00	1,88	6,00
	200N	4,00	3,76	6,00
	400N	8,10	7,53	7,03
	800N	16,10	15,06	6,46
Modelo 3	100N	0,00	0,00	0,00
	200N	0,01	0,01	0,00
	400N	0,02	0,02	0,00
	800N	0,04	0,04	0,00

#### 4.2.2. Resultados

Considerando-se os modelos das vértebras C6-C7 e respetivo disco intervertebral, baseados nas medições das geometrias em estudo, apresenta-se na Tabela 6 os resultados dos deslocamentos verticais em três pontos nodais distintos. Foram selecionados os pontos nodais localizados no centro da vértebra C6, C7 e disco. Na Tabela 6 são visíveis as diferenças nos deslocamentos obtidos, em cada um dos modelos, conforme o carregamento. As imagens obtidas para os deslocamentos, respetiva deformada e indeformada encontram-se, no Anexo C.

Com base no cálculo dos deslocamentos e força aplicada, foi determinada a rigidez do modelo, que é apresentado de forma sumária na Tabela 7 para os modelos à

compressão. A rigidez é calculada unicamente para a vértebra C6, por apresentar o maior deslocamento e ser aquele em que o efeito do disco, nesta análise, é mais relevante.

Tabela 6. Deslocamentos verticais para os modelos 2D simplificados

		Deslocamentos Y [mm]			
		F=100 [N]	F=200 [N]	F=400 [N]	F=800 [N]
Modelo 1	C6_meio	1,8879	3,7758	7,5515	15,1030
	Disco_C6	0,7056	2,1661	2,8225	5,6450
	C7_meio	0,0013	0,0026	0,0051	0,0102
Modelo 2	C6_meio	3,5074	7,0148	14,0300	28,0590
	Disco_C6	1,7167	3,4334	6,8668	13,7340
	C7_meio	0,0219	0,0439	0,0877	0,1754
Modelo 3	C6_meio	0,0039	0,0079	0,0157	0,0314
	Disco_C6	0,0024	0,0048	0,0096	0,0193
	C7_meio	0,0013	0,0026	0,0053	0,0105
Modelo 4	C6_meio	0,0402	0,0804	0,1608	0,3215
	Disco_C6	0,0159	0,0318	0,0635	0,1270
	C7_meio	0,0079	0,0158	0,0316	0,0631
Modelo 9	C6_meio	64,0490	128,1000	256,2000	512,3900
	Disco_C6	23,9105	47,8205	95,6420	191,2800
	C7_meio	0,0012	0,0026	0,0051	0,0102
Modelo 10	C6_meio	10,5640	21,1280	42,2560	84,5130
	Disco_C6	5,2657	10,5310	21,0630	42,1260
	C7_meio	0,0135	0,0270	0,0516	0,1080
		M=1 [Nm]	M=2 [Nm]	M=4 [Nm]	M=8 [Nm]
Modelo 5	C6_meio	0,6702	1,3403	2,6807	5,3613
	Disco_C6	1,3483	2,6966	5,3932	10,7864
	C7_meio	0,0004	0,0008	0,0015	0,0030
Modelo 6	C6_meio	0,8600	1,7199	3,4999	6,8798
	Disco_C6	0,2886	0,5771	1,1542	2,3084
	C7_meio	0,0016	0,0031	0,0062	0,0125
Modelo 7	C6_meio	0,0016	0,0033	0,0065	0,0131
	Disco_C6	0,0040	0,0081	0,0162	0,0324
	C7_meio	0,0000	0,0010	0,0020	0,0039
Modelo 8	C6_meio	0,0067	0,0134	0,0268	0,0536
	Disco_C6	0,0037	0,0074	0,0148	0,0297
	C7_meio	0,0028	0,0056	0,0112	0,0224
Modelo 11	C6_meio	22,7300	45,4600	90,9190	181,8400
	Disco_C6	34,8680	69,7300	139,4710	278,9420
	C7_meio	0,0004	0,0008	0,0015	0,0030
Modelo 12	C6_meio	0,0621	0,1242	0,2484	0,4967
	Disco_C6	1,2228	2,4456	4,8913	9,7825
	C7_meio	0,0001	0,0001	0,0003	0,0006

Tabela 7. Rigidez dos modelos 2D simplificados

Modelos 2D simplificados	Rigidez [N/mm]
Modelo 1	52,97
Modelo 2	28,51
Modelo 3	25641,03
Modelo 4	2487,56
Modelo 9	1,56
Modelo 10	9,47

### 4.2.3. Conclusões

Pelos resultados apresentados verifica-se que, nos modelos M1 a M4 à medida que a carga aplicada aumenta o deslocamento também aumenta de forma linear. Comparativamente com os resultados descritos na literatura por *E.C. Teo et al. (2000/2001)* verifica-se igualmente que, aplicando uma determinada força, os deslocamentos obtidos aumentam linearmente [32]. Relativamente aos modelos M5 a M12, também existe um aumento dos deslocamentos com a aplicação de um momento de maior intensidade.

Em todos os casos estudados, verifica-se que, como a carga é aplicada no topo da vértebra C6 e os constrangimentos aplicados na base da vértebra C7, os maiores deslocamentos são obtidos na vértebra C6 e, conseqüentemente, na vértebra C7 os deslocamentos são quase nulos.

Como se pode constatar através da Tabela 6, nos modelos M1 a M4 os maiores deslocamentos verificam-se em M2. Se forem comparados estes dois modelos, na zona do disco intervertebral, há uma diferença nos deslocamentos. Isto deve-se ao facto do material constituinte do disco M4 ser Titânio, o que lhe confere uma maior rigidez no conjunto biomecânico. Esta situação pode ser verificada em todos os casos em que o disco intervertebral é de Titânio. Relativamente aos materiais, verifica-se que nos modelos constituídos apenas por dois materiais (osso cortical e anel/Titânio), os deslocamentos são menores comparativamente com os modelos constituídos por osso

cortical, trabecular, núcleo, anel ou Titânio e conseqüentemente apresentam uma maior rigidez (Tabelas 6 e 7).

Por outro lado, se forem analisados os modelos M9 a M12, ou seja, os modelos que estão à compressão e à flexão, onde o anel fibroso ou o núcleo polposo adquiriram uma rigidez quase nula, verifica-se que os deslocamentos obtidos são muito mais elevados do que nos restantes modelos. Isto verifica-se porque, segundo *A. Rodrigues (2012)*, o anel é a parte envolvente do núcleo e é constituído por fibras de colagénio que lhes confere determinada rigidez. Apesar do anel ser o elemento que resiste aos vários esforços da coluna, sem o núcleo, este acabaria por curvar, ceder e ser lentamente esmagado, ou seja, o núcleo polposo impede o anel fibroso de se curvar ao exercer uma pressão interna sobre ele e, juntos, conseguem desempenhar a função do disco intervertebral, permitindo que as articulações da coluna suportem os vários esforços que lhe são impostos [33].

Com as simulações realizadas e pela Tabela 7 relativa à rigidez dos modelos 2D simplificados, é possível concluir que as propriedades dos materiais afetam os resultados em relação aos deslocamentos. O modelo M3 é o que apresenta a rigidez superior por apresentar o disco em Titânio, enquanto os modelos M9 e M10, por apresentarem um anel ou núcleo com uma rigidez quase nula conferem também uma baixa rigidez ao conjunto.

Pela análise das imagens obtidas para os deslocamentos dos vários modelos (Anexo C) verifica-se que, os deslocamentos, em qualquer um dos modelos, aumenta com o aumento da carga imposta no conjunto das vértebras. Os maiores deslocamentos verificam-se no topo da vértebra C6 e os menores na base da vértebra C7, devido aos constrangimentos aplicados. Estes resultados estão de acordo com os descritos na Tabela 6.

Relativamente às imagens obtidas para a deformada e indeformada (Anexo C) verifica-se também que, a par do que acontece com os deslocamentos obtidos, a deformada é maior quanto maior a carga aplicada e a maior deformação é visível no topo da vértebra C6.

Conclui-se então que, os deslocamentos verticais no modelo simplificado das vértebras C6 e C7, aumentam linearmente com o aumento da carga imposta. Relativamente ao efeito de rotação, simulado através da imposição de momentos, e comparativamente à imposição da força compressiva, os deslocamentos obtidos para a zona central das vértebras e disco são consideravelmente menores, por se tratar de uma zona neutra relativamente à flexão. Nos modelos em que a rigidez do anel fibroso e do núcleo polposos é substituída por uma rigidez quase nula, conclui-se que os deslocamentos são demasiado elevados e como tal é válido afirmar que estes componentes têm influência na biomecânica do conjunto vértebras-disco. É ainda possível concluir que, nos modelos em que foi utilizado um disco em Titânio, para simular uma prótese intervertebral, os deslocamentos são menores. Por esse motivo, considera-se que o uso destas próteses pode ser uma boa solução no caso de doentes com patologias associadas ao disco intervertebral, garantindo sustentação e rigidez do corpo vertebral.

### **4.3. Análise de contacto**

Neste capítulo, pretende-se introduzir o efeito do contacto entre as zonas tangentes dos modelos em estudo. O contacto entre os modelos depende da rigidez e da não-linearidade do sistema. O programa utiliza formulações distintas (método de penalidade ou de Lagrange) na análise de contacto. Tal como na análise linear estática, foram desenvolvidos 6 modelos de vértebras distintos, com as vértebras C6 e C7 e respetivo disco intervertebral (C6). Todos os modelos são submetidos a carregamentos de compressão ou à flexão e baseados na mesma geometria e dimensões.

#### **4.3.1. Modelação de contacto**

Para a análise de contacto foram utilizadas as funcionalidades do programa Ansys<sup>®</sup>. Os elementos de contacto utilizados são os pares TARGE169 e CONTA172 e o elemento finito PLANE182. Foram utilizados dois pares de contacto do tipo superfície-superfície com comportamento “Bonded-Flexible” para simular as condições necessárias à aplicação das diferentes cargas. Neste tipo de contacto uma das superfícies é tratada

como mais rígida que a outra. O tipo de contacto foi igual entre a vértebra C6 e o disco e a vértebra C7 e o mesmo disco.

Em todas as simulações foi aplicado o algoritmo de penalidade com os parâmetros e valores definidos pelo Ansys®. Para os materiais envolvidos foi assumido um comportamento linear elástico, conforme as propriedades identificadas na Tabela 3.

Adicionalmente, e para este tipo de análise, é utilizado o coeficiente relativo à rigidez normal de contacto (FKN), sendo considerado o valor de 1 referenciado em [34] e um coeficiente de atrito de 0,3 referenciado em [35].

A análise por elementos finitos é considerada não linear devido ao problema de contacto entre as vértebras e o disco intervertebral, recorrendo-se, à aplicação de um carregamento incremental. Foram efetuadas doze simulações distintas para os doze modelos (Tabela 4), considerando a imposição de carregamento incremental máximo de 800 N ou 8 Nm, conforme previsto na análise linear estática efetuada. Em cada simulação numérica, o modelo atingirá o valor de carregamento máximo admissível, em função das condições impostas pelo contacto e propriedades dos materiais.

### **4.3.2. Resultados**

Os resultados dos deslocamentos verticais para a análise de contacto de todos os modelos simplificados M1 a M12 apresentam-se na Tabela 8.

Foram efetuadas, num total de vinte e quatro estudos numéricos, doze simulações considerando elementos de contacto entre as vértebras e doze novas simulações considerando contacto perfeito entre este mesmo conjunto, para o valor de carga máximo atingido na análise de contacto. Os valores apresentados foram obtidos na parte central das vértebras C6, C7 e disco. As imagens obtidas para os deslocamentos, a respetiva deformada e indeformada encontram-se no Anexo D.

Na Tabela 9 são apresentados os resultados da rigidez dos modelos M1 a M4, das análises de contacto e estática linear para o valor de carga máximo atingido na análise de contacto.

Tabela 8. Deslocamentos para a carga máxima suportada através das análises de contacto e estática linear

Deslocamentos [mm]				
	Carga máxima suportada	Local	Contacto	Estática linear
Modelo 1	F=113,8 [N]	C6_meio	1,19870	2,14840
		Disco_meio	0,47264	0,80300
		C7_meio	0,00155	0,00125
Modelo 2	F=70,66 [N]	C6_meio	1,31180	2,47830
		Disco_meio	0,52252	1,21300
		C7_meio	0,54450	0,01549
Modelo 3	F=800 [N]	C6_meio	0,03162	0,03144
		Disco_meio	0,02238	0,01926
		C7_meio	0,01048	0,01050
Modelo 4	F=800 [N]	C6_meio	0,34909	0,32150
		Disco_meio	0,14226	0,12701
		C7_meio	0,06004	0,06315
Modelo 5	M=0,35 [Nm]	C6_meio	0,03840	0,23549
		Disco_meio	0,35938	0,36125
		C7_meio	0,00013	0,00013
Modelo 6	M=0,168 [Nm]	C6_meio	0,41090	0,14446
		Disco_meio	0,06261	0,04847
		C7_meio	0,00110	0,00026
Modelo 7	M=8 [Nm]	C6_meio	0,00333	0,01306
		Disco_meio	0,00532	0,03238
		C7_meio	0,00383	0,00392
Modelo 8	M=8 [Nm]	C6_meio	0,03230	0,05358
		Disco_meio	0,02929	0,02966
		C7_meio	0,00991	0,02242
Modelo 9	F=2,8 [N]	C6_meio	1,09110	1,79340
		Disco_meio	0,43879	0,66949
		C7_meio	0,00004	0,00004
Modelo 10	F=12,4 [N]	C6_meio	0,91652	1,31000
		Disco_meio	0,31591	0,65295
		C7_meio	0,00193	0,00167
Modelo 11	M=0,008 [Nm]	C6_meio	0,02435	0,18199
		Disco_meio	0,22152	0,27917
		C7_meio	0,00000	0,00000
Modelo 12	M=0,064 [Nm]	C6_meio	0,13162	0,00397
		Disco_meio	0,12524	0,07823
		C7_meio	0,00004	0,00000

Tabela 9. Rigidez dos modelos 2D simplificados, com e sem elementos de contacto

Modelos 2D simplificados	Rigidez [N/mm]	
	Contacto	Estática Linear
Modelo 1	94,94	52,97
Modelo 2	53,86	45,92
Modelo 3	25300,44	25445,29
Modelo 4	2291,67	2488,34
Modelo 9	2,57	1,56
Modelo 10	13,32	9,47

### 4.3.3. Conclusões

Pela Tabela 8, verifica-se que, os deslocamentos são sempre maiores no topo da vértebra C6, onde a carga é aplicada, do que na base da vértebra C7, que se encontra constringida.

Quando o disco intervertebral é substituído por Titânio (M3, M4, M7 e M8), devido à elevada rigidez, suporta cargas muito mais elevadas, isto é, se forem aplicados 800 N no topo do conjunto das vértebras ou se for aplicado um momento fletor de 8 Nm.

Comparando os resultados obtidos pela análise de contacto com os resultados obtidos pela análise linear estática, verifica-se que, a utilização de elementos de contacto provoca menores deslocamentos em quase todos os modelos, efeito que é condicionado pelo atrito e rigidez imposta entre as faces do modelo. No entanto, este tipo de análise para os carregamentos de compressão não se justifica, uma vez que o modelo cervical apresenta maiores características de esmagamento, do que efeito de escorregamento entre os materiais.

Relativamente ao efeito de rotação simulado através da imposição de momentos fletores, e comparativamente à imposição das cargas compressivas, verifica-se que os deslocamentos obtidos para a zona central do disco e vértebras são consideravelmente menores.

Conclui-se então que os deslocamentos verticais são maiores no topo do modelo do que na base. Os momentos fletores provocam menores deslocamentos na zona central do modelo vertebral, uma vez tratar-se de uma zona neutra à flexão. Tal como aconteceu nos modelos lineares não é possível afirmar que, quando a rigidez do anel fibroso ou núcleo polposos é substituída por uma rigidez quase nula, estes materiais não têm influência biomecânica no conjunto analisado. Considera-se então que, devido aos deslocamentos serem menores quando é utilizado Titânio, o uso deste material é uma boa solução para utilizar na substituição do disco intervertebral. Através desta análise também se pode concluir que os materiais, tal como acontece na análise linear estática, têm influência no campo dos deslocamentos e isto pode ser visível na Tabela 9, que diz respeito à rigidez calculada para os modelos estudados.

Analisando a Tabela 9 verifica-se que a maior rigidez calculada, tanto para a análise de contacto como para a análise linear, é obtida para os modelos onde é utilizado Titânio na zona do disco intervertebral (M3 e M4). Isto acontece devido ao elevado módulo de elasticidade deste material que lhe confere maior rigidez. Por outro lado, a utilização de materiais com módulos de elasticidade quase nulos, (M9 e M10), faz com que a rigidez do conjunto seja reduzida. O mesmo acontece se forem comparados o modelo onde as vértebras são constituídas apenas por osso cortical com o modelo em que as vértebras apresentam uma parte cortical e outra trabecular (M1 e M2, respetivamente). Nestes modelos, há uma rigidez mais elevada no M1 do que em M2, uma vez que o osso cortical é mais rígido que o trabecular. Conclui-se então que, a rigidez é determinante na avaliação biomecânica de modelos vertebrais cervicais, pois influencia a escolha do material a ser utilizado no revestimento de uma prótese de disco intervertebral e, simultaneamente, pode garantir o desempenho funcional e estabilidade ao conjunto biomecânico das vértebras.

Pela análise das figuras relativas à deformada e indeformada expostas no Anexo D verifica-se que, como era de esperar, quanto menores são os deslocamentos no conjunto vertebral, menores serão também as deformações (e vice-versa). Assim, as imagens obtidas para os deslocamentos estão de acordo com os resultados obtidos, visíveis na Tabela 8, pois a zona da vértebra C6 é a que apresenta deslocamentos mais elevados, comparativamente com o disco intervertebral e a vértebra C7.

# Capítulo 5

Modelos 3D simplificado das vértebras C6-Disco-C7

## 5.1. Método e medição

Com a elaboração de modelos 3D simplificados das vértebras cervicais C6, C7 e disco ou prótese intervertebral, pretende-se realizar uma análise linear estática. Os modelos numéricos 3D elaborados são baseados em geometrias simples da coluna vertebral cervical, sendo que, as propriedades dos materiais utilizados e as características de cada modelo são as apresentadas nas Tabelas 3 e 4, apresentadas no capítulo anterior.

O objetivo deste estudo centra-se na análise biomecânica de um modelo simplificado das vértebras C6 e C7 com disco ou prótese intervertebral, tal como no capítulo anterior. Foram utilizados segmentos das vértebras cervicais, obtidas em formato CAD [36], e através do programa Solidworks® procedeu-se à análise dos segmentos C6 e C7, para a determinação das dimensões médias relativas à altura, largura e profundidade, apresentadas na Tabela 10. Com estas dimensões foi construído um modelo 3D simplificado no programa Ansys®.

Na Figura 18 é apresentado o modelo em vista isométrica e frontal da geometria e no Anexo A são apresentadas as imagens com algumas medições efetuadas, visualizadas na Tabela 10.

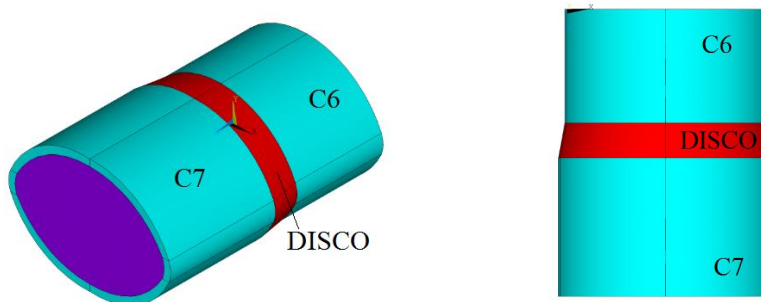


Figura 18. Geometria do modelo 3D simplificado

Tabela 10. Dimensões das vértebras C6 e C7 e do disco intervertebral

Corpo Vertebral		C6 (mm)	C7 (mm)	Disco Intervertebral (mm)
Profundidade média	Anterior	17,8	17,8	17,8
	Posterior			
Altura média	Anterior	13,3	16,2	4,1
	Posterior			
Largura média	Superior	2,3	2,6	2,3
	Inferior			2,6

Apenas foram estudados alguns modelos, com osso cortical, cortical e trabecular, anel e núcleo ou Titânio. Apesar de na análise 2D terem sido obtidos menores deslocamentos com a utilização de elementos de contacto, no tipo de análise efetuada, o escorregamento entre os componentes não é evidente pelo carregamento imposto, pelo que foi efetuada uma análise linear 3D estática e contacto perfeito. Os modelos escolhidos para a análise 3D simplificada são os que melhor traduzem os materiais neste conjunto biomecânico.

Assim, os modelos estudados foram os modelos 1, 2, 3 e 4 que são sujeitos a uma força de compressão no topo da vértebra C6 e os modelos 5, 6, 7 e 8, com aplicação de um momento fletor, de modo a simular o efeito de rotação no topo do conjunto biomecânico. Este conjunto foi constrangido na base, na parte inferior da vértebra C7. É de salientar o facto de que para estes modelos, foi aplicada uma força ou momento máximos suportados nos modelos 2D simplificados.

A Figura 19 mostra a malha tetraédrica de elementos finitos gerada pelo programa Ansys®.

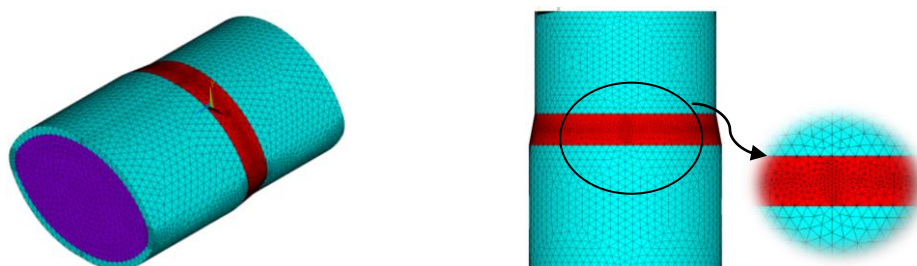


Figura 19. Malha de elementos finitos

Para esta análise numérica foi utilizado o elemento finito SOLID185 com 8 nós e 3 graus de liberdade em cada nó. Na Figura 20 apresenta-se a geometria do elemento.

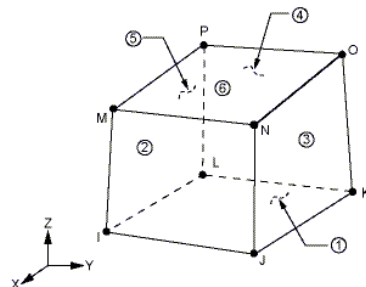


Figura 20. Elemento finito SOLID185 [37]

## 5.2. Modelo teórico para materiais compostos

Tal como no capítulo anterior, foi utilizado o modelo teórico para materiais compostos para validação dos resultados numéricos obtidos. A equação base para o cálculo dos deslocamentos é a equação (2), sendo a geometria 3D nos modelos utilizados neste capítulo. O cálculo das áreas de cada uma das secções do modelo é feita de forma distinta, como se pode verificar pela equação (6).

$$A_i = \pi \times r_i^2 \quad (6)$$

Nesta equação,  $A_i$  é área de cada uma das secções do modelo e  $r_i$  é o raio de cada uma das vértebras, com  $i=1, 2, 3$ .

Com base na equação (2) foram obtidos os deslocamentos para dois modelos distintos (1 e 3) com aplicação de cargas compressivas de 113,8 e 800 N. Foi ainda efetuada uma análise numérica através do programa Ansys<sup>®</sup>. Os resultados obtidos para os deslocamentos na direção vertical em ambos os métodos, analítico e numérico são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11. Deslocamentos através da aplicação do modelo analítico e numérico para os modelos 3D simplificados

Deslocamentos Y [mm]				
	Carga aplicada	Método analítico	Método numérico (Ansys®)	Erro (%)
Modelo 1	113,8N	0,25920	0,24816	4,26
Modelo 3	800N	0,00580	0,00576	0,69

Analisando os resultados obtidos através da aplicação do modelo teórico, verifica-se que, e comparativamente com os resultados obtidos para a mesma zona através da aplicação do método numérico (Tabela 11), os deslocamentos, tanto para o modelo 1 como para o modelo 3, estão em concordância. O erro obtido é inferior a 5% pelo que, é possível afirmar que a utilização de métodos de simulação numérica são vantajosos neste tipo de estudo.

### 5.3. Resultados

Os resultados obtidos para os deslocamentos verticais, resultantes das oito simulações numéricas efetuadas, são apresentados na Tabela 12. Na Tabela 13 apresenta-se a rigidez dos modelos M1 a M4.

É de salientar que esta análise é de complexidade maior do que as anteriores. Os resultados foram, também, retirados a partir de uma média de valores obtidos na parte central das vértebras C6 e C7 e respetivo disco intervertebral. As imagens da deformada e indeformada dos modelos estudados, bem como as dos deslocamentos verticais são apresentadas no Anexo E.

Tabela 12. Deslocamentos para os modelos 3D simplificados

<b>Deslocamentos [mm]</b>			
	<b>Carga aplicada</b>	<b>Local</b>	<b>Estática</b>
Modelo 1	F=113,8 [N]	C6_meio	0,24795
		Disco_meio	0,11370
		C7_meio	0,00022
Modelo 2	F=70,66 [N]	C6_meio	0,17220
		Disco_meio	0,08933
		C7_meio	0,00563
Modelo 3	F=800 [N]	C6_meio	0,00427
		Disco_meio	0,00294
		C7_meio	0,00150
Modelo 4	F=800 [N]	C6_meio	0,05933
		Disco_meio	0,01423
		C7_meio	0,00711
Modelo 5	M=0,35 [Nm]	C6_meio	0,19437
		Disco_meio	0,00934
		C7_meio	0,00001
Modelo 6	M=0,168 [Nm]	C6_meio	0,05379
		Disco_meio	0,02066
		C7_meio	0,00016
Modelo 7	M=8 [Nm]	C6_meio	0,03662
		Disco_meio	0,00065
		C7_meio	0,00029
Modelo 8	M=8 [Nm]	C6_meio	0,00018
		Disco_meio	0,00037
		C7_meio	0,00002

Tabela 13. Rigidez dos modelos 3D simplificados

<b>Modelos 3D simplificados</b>	<b>Rigidez [N/mm]</b>
Modelo 1	458,96
Modelo 2	410,34
Modelo 3	187353,63
Modelo 4	13483,90

## 5.4. Conclusões

No estudo numérico tridimensional em modelos simplificados conclui-se que, os maiores deslocamentos são visíveis no topo do modelo biomecânico (vértebra C6), pela imposição de carregamento à superfície da vértebra C6. Consequentemente, os deslocamentos na vértebra C7, apresentam valores quase nulos, tal como era esperado, devido ao constrangimento.

Os deslocamentos obtidos na zona do disco intervertebral são menores em função do material que lhe é aplicado. Isto era esperado, pois a rigidez dos materiais, neste caso do material utilizado no disco intervertebral, tem influência na rigidez de todo o conjunto em análise. Este facto pode ser explicado conforme se apresenta na Tabela 13, através do cálculo da rigidez dos modelos 1, 2 e 3. Nos modelos 3 e 4, onde foi colocado Titânio na zona do disco, a rigidez é muito superior, comparativamente aos modelos 1 e 2. No entanto, o modelo 3, composto apenas por osso cortical nas vértebras, é o mais rígido. Este facto deve-se às propriedades mecânicas do osso cortical, mais concretamente o seu módulo de elasticidade, que por ser mais elevado que o módulo de elasticidade do osso trabecular, vai conferir ao conjunto uma maior rigidez. Isto vai de encontro aos resultados apresentados na Tabela 12, onde são visíveis deslocamentos verticais menores nos modelos onde é utilizado Titânio, em relação aos outros modelos. Esta mesma conclusão foi obtida com a utilização dos modelos 2D simplificados.

Comparando os modelos 1 e 2 conclui-se que, também para estes modelos, os materiais têm muita influência. Ou seja, o modelo 2, apresenta uma rigidez menor do que o modelo 1 e isto deve-se ao facto das vértebras do modelo 1 serem compostas apenas por osso cortical, conferindo uma maior resistência ao conjunto.

Com estes resultados conclui-se que, tal como nos modelos 2D simplificados, a escolha dos materiais utilizados em próteses de substituição de disco é relevante, pois vai ter influência no comportamento e rigidez da coluna vertebral.



# Capítulo 6

Modelos 3D real das vértebras C6-Disco-C7

## 6.1. Método

A utilização de modelos 3D reais neste trabalho surge com a necessidade de verificar qual o comportamento mais próximo do real, ao nível dos deslocamentos e rigidez dos materiais.

Para tal, foi utilizado um modelo de uma coluna vertebral cervical em formato CAD [36] para as vértebras C6 e C7 e o respetivo disco intervertebral. Foi efetuada a exportação do modelo em formato próprio (.IGES) para o Ansys® onde foi efetuada toda a análise numérica.

Com este estudo, e modificando as características e propriedades dos materiais conforme as Tabelas 3 e 4, pretende-se verificar qual o modelo que apresenta menores deslocamentos de modo a solidificar as conclusões retiradas nos capítulos anteriores.

A Figura 23 é representativa dos modelos utilizados, da malha de elementos finitos produzida durante a análise numérica e da incorporação dos materiais.

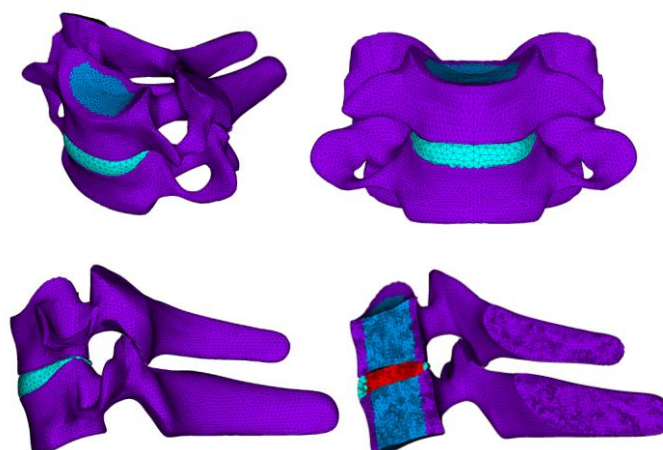


Figura 21. Modelos 3D reais e malha de elementos finitos

Tratando-se de um modelo complexo houve necessidade de efetuar algumas operações para melhoramento do modelo numérico no Ansys®. Uma dessas operações foi o *Coupling*, utilizada quando é necessário forçar dois ou mais graus de liberdade a unirem-se. Esta operação tornou-se necessária, uma vez que, na zona do disco intervertebral, os pontos nodais tinham que ser unidos aos pontos nodais das vértebras

C6 e C7. Nesta análise foram estudados os modelos com as mesmas características de materiais e carregamentos, conforme no capítulo relativo aos modelos 3D simplificados.

## 6.2. Resultados

Os resultados obtidos para os deslocamentos encontram-se na Tabela 14, para os pontos nodais centrais ao longo do modelo. Na Tabela 15 apresenta-se a rigidez dos modelos M1 a M4. As imagens obtidas para os deslocamentos e a respetiva deformada e indeformada encontram-se no Anexo F.

*Tabela 14. Deslocamentos para os modelos reais*

Deslocamentos [mm]			
	Carga aplicada	Local	Estática
Modelo 1	F=113,8 [N]	C6_meio	0,02449
		Disco_meio	0,01078
		C7_meio	0,00112
Modelo 2	F=70,66 [N]	C6_meio	0,03128
		Disco_meio	0,01261
		C7_meio	0,00661
Modelo 3	F=800 [N]	C6_meio	0,00635
		Disco_meio	0,00463
		C7_meio	0,00373
Modelo 4	F=800 [N]	C6_meio	0,03881
		Disco_meio	0,00791
		C7_meio	0,00171
Modelo 5	M=0,35 [Nm]	C6_meio	0,00134
		Disco_meio	0,00124
		C7_meio	0,00000
Modelo 6	M=0,168 [Nm]	C6_meio	0,00097
		Disco_meio	0,00093
		C7_meio	0,00000
Modelo 7	M=8 [Nm]	C6_meio	0,00113
		Disco_meio	0,00082
		C7_meio	0,00016
Modelo 8	M=8 [Nm]	C6_meio	0,00222
		Disco_meio	0,00117
		C7_meio	0,00024

Tabela 15. Rigidez dos modelos reais

Modelos 3D reais	Rigidez [N/mm]
Modelo 1	4646,79
Modelo 2	2258,95
Modelo 3	125984,25
Modelo 4	20613,24

### 6.3. Conclusões

Pela análise numérica efetuada aos modelos 3D reais é possível concluir que os resultados obtidos para os deslocamentos verticais vão de encontro aos esperados. Tal como se pode visualizar na Tabela 14 os maiores deslocamentos encontram-se na vértebra C6 e, conseqüentemente, na vértebra C7 verificam-se os menores deslocamentos. Conforme os Capítulos 4 e 5, isto acontece devido ao carregamento imposto no topo da vértebra C6 e aos constrangimentos na base da vértebra C7.

Comparando os modelos M1 a M4 com os modelos M5 a M8, verifica-se que, nestes últimos onde foi imposto um momento fletor, os deslocamentos são quase nulos, por serem próximos da linha neutra. Por outro lado, nos primeiros modelos, onde foi aplicada uma força de compressão com intensidade igual aos modelos 2D e 3D simplificados, verifica-se que, não se obtêm deslocamentos elevados. Este facto deve-se à maior robustez destes modelos, para o mesmo carregamento imposto.

Relativamente às imagens apresentadas no Anexo F, conclui-se que estas estão de acordo com os resultados obtidos pois a zona com maiores deslocamentos é a zona da vértebra C6. As deformadas e indeformadas dos modelos reais são comparáveis às imagens dos deslocamentos, quanto maior o deslocamento, maior a deformação no conjunto vertebral.

As imagens dos deslocamentos obtidas para os modelos onde são aplicados momentos fletores, mostram que, a zona onde se obtêm os deslocamentos máximos coincide com a

zona da vértebra C6 onde é aplicado o momento, encontrando-se o modelo à flexão, traduzindo-se em deslocamentos de compressão e tração no modelo.

Quanto à rigidez calculada para os modelos 1 a 4, Tabela 15, tal como já tinha acontecido com as análises dos Capítulos 4 e 5, os modelos 3 e 4, que contêm Titânio, são os que apresentam maior rigidez. No entanto, entre eles, é o modelo 3, constituído por osso cortical, o mais rígido, pois trata-se de um componente com elevado módulo de elasticidade, conferindo ao conjunto maior rigidez. O modelo 2, constituído por osso cortical, osso trabecular, anel fibroso e núcleo polposo, apresenta a menor rigidez.

Para uma melhor análise da rigidez dos modelos à compressão, foi efetuado um estudo que engloba a percentagem de rigidez da vértebra C6 em relação ao modelo 3, devido à sua elevada rigidez. Na Tabela 16 apresentam-se os resultados obtidos, de modo a efetuar uma comparação entre os modelos 2D e 3D simplificados e 3D real.

*Tabela 16. Percentagem de rigidez da vértebra C6 em relação ao Modelo 3*

% Percentagem de rigidez (%)			
	2D simplificado	3D simplificado	3D real
<b>Modelo 1</b>	0,21%	0,24%	3,6%
<b>Modelo 2</b>	0,18%	0,22%	1,8%
<b>Modelo 3</b>	100%	100%	100%
<b>Modelo 4</b>	9,8%	7,2%	16,4%

Pela análise da Tabela 16 é possível verificar que, em todas as análises (2D e 3D simplificados e 3D real) o modelo 3 é aquele que apresenta a maior rigidez, ao contrário do modelo 2 que se apresenta menos rígido. A comparação da rigidez dos modelos à compressão em relação ao modelo 3 permite concluir que, os modelos 1 e 2, por serem compostos por propriedades com módulos de elasticidade mais baixos, apresentam uma percentagem de rigidez quase nula. Por outro lado, o modelo 4, apesar de, na sua constituição ter Titânio, a sua percentagem de rigidez, comparativamente com o modelo 3, é muito reduzida. Isto deve-se ao facto, do osso trabecular ser menos rígido do que o osso cortical, conferindo uma rigidez menor, ao conjunto biomecânico.

Com estes resultados conclui-se que, quanto maior for a rigidez do biomaterial utilizado em próteses intervertebrais, como por exemplo o Titânio, menores serão os deslocamentos no disco e no conjunto em análise.

Para solidificar todas estas conclusões foi ainda efetuada uma análise das tensões equivalentes de von Mises aos modelos 3D real, a todo o conjunto (Figura 22) e, ao disco intervertebral (Figura 23).

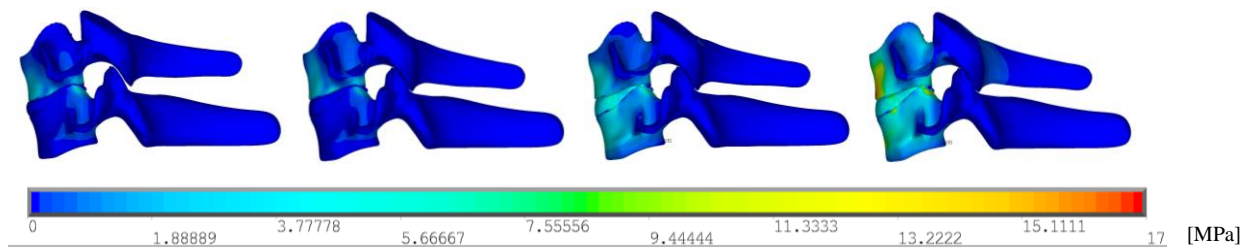


Figura 22. Tensões equivalentes para os modelos 3D reais à compressão: M1, M2, M3 e M4, respetivamente.

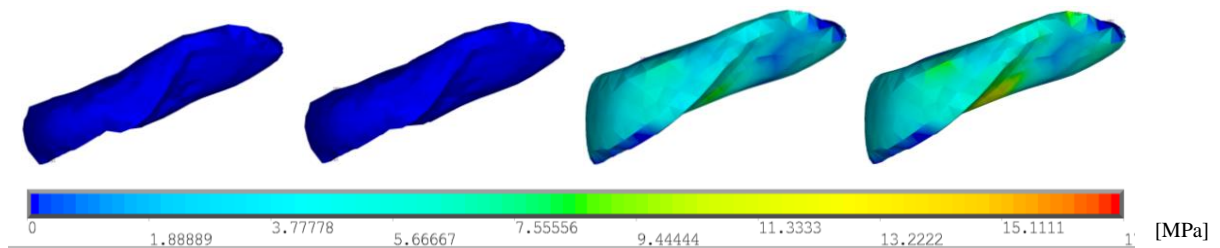


Figura 23. Tensões equivalentes para o disco intervertebral dos modelos 3D reais à compressão: M1, M2, M3 e M4, respetivamente.

Pela análise da Figura 22 é possível verificar que, o conjunto biomecânico dos vários modelos à compressão, apresenta valores de tensões baixos, não ultrapassando 17 MPa. Ainda assim, os valores mais elevados, são encontrados nas zonas da vértebra C6 e disco, devido à aplicação da carga ser feita no topo da C6. Pela Tabela 3, relativa às propriedades mecânicas dos materiais utilizados, verifica-se que, a tensão de cedência é maior nos materiais com maiores módulos de elasticidade. Com isto, atesta-se que, em M3 e M4, devido à presença de Titânio na zona do disco intervertebral, as tensões equivalentes registadas, são maiores do que em M1 e M2, tal como se pode visualizar, também, na Figura 23. Na zona do disco intervertebral, em M1 e M2, as tensões

verificadas são praticamente nulas, comparativamente com as tensões obtidas para M3 e M4.

Analisando as tensões de cedência apresentadas na Tabela 3, é possível afirmar que qualquer um dos modelos biomecânicos à compressão apresenta valores de tensão muito reduzidos, comparativamente com os valores de cedência dos materiais usados. Assim sendo, conclui-se que, os modelos M1 a M4 apresentam uma boa resposta à carga aplicada, não provocando grandes tensões no conjunto.



# Capítulo 7

Conclusões e Trabalhos Futuros

## 7.1. Conclusões

A cirurgia de substituição de disco intervertebral, ou artroplastia, constitui um importante meio de tratamento a doentes com problemas ao nível da coluna vertebral. Sendo esta estrutura, o meio de sustentação do corpo humano e que permite o seu movimento, substituir um disco intervertebral degenerado por uma solução prática e moderna permite ao doente restaurar os seus movimentos, proporcionando-lhe uma melhor qualidade de vida.

O crescente desenvolvimento da tecnologia, associado à medicina, permite a profissionais dessas áreas criar e desenvolver novas plataformas de tratamento para doentes da coluna. e neste aspeto, tem-se verificado uma grande evolução, nomeadamente, no desenvolvimento de discos artificiais para aplicação na coluna cervical. Este desenvolvimento pressupõe um estudo intenso acerca do comportamento biomecânico da coluna, dos biomateriais que constituem uma melhor solução e de outros aspetos relevados.

Os estudos computacionais nesta área são recentes, conforme a análise efetuada ao estado da arte. Dada a complexidade da geometria das vértebras, as cervicais têm sido as que menos estudos registam. Todos os trabalhos nesta área, contribuirão para uma análise futura, sendo a conjugação dos diferentes materiais constituintes uma variável adicional à complexidade da geometria.

Nesse sentido, o trabalho desenvolvido teve como principal objetivo o estudo biomecânico de um conjunto de vértebras cervicais (C6-C7) de modo a avaliar os deslocamentos verticais desse conjunto, sujeito a determinada força de compressão ou momento fletor. Foram analisados materiais distintos, de modo a perceber a influência na rigidez do conjunto. Paralelamente, foi estudada a rigidez do conjunto pela substituição do disco intervertebral pelo material de uma prótese no comportamento biomecânico dos segmentos cervicais em estudo.

Para este efeito, efetuaram-se diferentes análises numéricas, e após algumas simulações de convergência, foram apresentadas um total de noventa e oito simulações numéricas, sessenta simulações 2D com recurso a uma análise linear estática, doze simulações 2D

utilizando elementos de contacto, dez simulações do modelo teórico simplificado para materiais compostos e dezasseis simulações 3D, divididas igualmente em 3D simplificadas (oito simulações) e 3D reais (oito simulações). Foi utilizado o programa Ansys<sup>®</sup>, baseado no método de elementos finitos.

Os resultados numéricos foram comparados, numa fase inicial, com os resultados analíticos obtidos pela resolução da equação teórica para materiais compostos.

As análises numéricas e analíticas, obtidas para os deslocamentos verticais efetuadas ao conjunto vertebral cervical (C6-C7 e respetivo disco intervertebral), permitiram concluir que, a zona mais afetada foi a vértebra C6, devido ao facto da proximidade da aplicação de um carregamento (força compressiva ou momento fletor). Por outro lado, e devido aos constrangimentos impostos na base do modelo, é a vértebra C7 que tem os menores deslocamentos.

Com a análise linear estática aplicada a modelos 2D conclui-se que, os deslocamentos no conjunto vertebral aumentam linearmente com o aumento da carga imposta.

Na análise dos modelos verifica-se que os momentos fletores não provocam grandes deslocamentos no corpo central, uma vez tratar-se da zona próxima da linha neutra. No entanto, nas zonas laterais das vértebras os modelos reagem à tração e compressão.

Comparando os resultados da análise de contacto com a análise linear estática, conclui-se que, apesar dos deslocamentos obtidos serem mais baixos, são muito próximos e o atrito gerado entre as faces do modelo e a rigidez são fatores que podem condicionar os resultados. No entanto, para este tipo de estudo a análise linear estática e o contacto perfeito entre as faces do modelo constitui uma boa solução de resolução do problema.

Os modelos 3D simplificados apresentam menores deslocamentos do que os modelos 2D, situação explicada pelo facto da superfície 3D apresentar uma área maior do que a superfície 2D, para a imposição do mesmo carregamento.

A análise 3D real veio confirmar os resultados obtidos com as análises simplificadas. Ou seja, verificam-se maiores deslocamentos no topo do modelo, diminuindo à medida que se vai avançar da vértebra C6 para a C7. Em todos os modelos em análise, o disco

com as propriedades do anel fibroso e núcleo polposos, proporcionam um efeito de expansão ao modelo biomecânico.

O estudo da rigidez pretende demonstrar a influência dos materiais no conjunto vertebral. Desta forma, conclui-se que, materiais com módulos de elasticidade mais elevados, como é o caso do osso cortical comparado com o osso trabecular, ou o do Titânio comparado com o anel fibroso e o núcleo polposos, conferem ao modelo maior rigidez e maior estabilidade, registando-se um menor deslocamento do corpo vertebral. Assim, a utilização do Titânio como material constituinte do disco intervertebral, compõe uma excelente solução no tratamento de doentes cervicais, visto que este material confere elevada rigidez à coluna, mesmo com a imposição de grandes carregamentos. No entanto, em termos de funcionalidade do disco intervertebral e consequentemente da coluna vertebral, este material devido à sua elevada rigidez, pode também provocar alguns problemas. Desta forma, seria necessário efetuar um novo estudo de modo a analisar as possíveis consequências funcionais do uso do Titânio como constituinte de uma prótese intervertebral.

Finalmente, o estudo das tensões equivalentes permite concluir que, os modelos reais à compressão (M1 a M4) apresentam valores de tensões baixos, comparativamente com os valores da tensão de cedência dos materiais utilizados nos modelos. Apesar disso, as maiores tensões são visíveis na zona da vértebra C6 e disco intervertebral dos modelos que contêm Titânio (M3 e M4). Desta forma, conclui-se que, os modelos apresentam uma boa resposta ao carregamento imposto.

## **7.2. Trabalhos Futuros**

Com base no trabalho desenvolvido sugerem-se como trabalhos futuros:

- Utilizar novos biomateriais para verificar a influência na coluna vertebral;
- Utilizar novos modelos biomecânicos da coluna vertebral, aproximados à realidade;
- Avaliar o comportamento real da coluna cervical com prótese intervertebral e/ou espaçadores intervertebrais (*cages*);
- Projetar e criar modelos de próteses intervertebrais cervicais;

- Avaliar o comportamento de todas as vértebras cervicais, num só conjunto, com prótese intervertebral na zona de um disco intervertebral degenerado;
- Efetuar o mesmo estudo para as vértebras torácicas e lombares e perceber de que modo a geometria das vértebras e o seu posicionamento na coluna têm influência ao nível dos deslocamentos;
- Efetuar uma validação dos resultados numéricos através de componente experimental.



# **Referências Bibliográficas**

- [1] Jirkova L., Horak Z. (2010). Kinematic analyse of mobile type artificial disc replacement. *Second International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies*. pp. 1-4.
- [2] De Jongh C. (2007). Critical Evaluation of Predictive Modelling of a Cervical Disc Design. *Thesis presented in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Mechanical Engineering*. Stellenbosch University, South Africa.
- [3] Campello T. N., Lima da Silva I. N., Simões M. S. (2009). Prótese para substituição total de disco intervertebral: desenvolvimento de modelo computacional e análise por elementos finitos. *Coluna/Columna*. Vol. 8. pp. 38-42.
- [4] Deoghare A., Padole P. (2009). Development of Computer Tomography Images and its Finite Element Analysis for Lumbar Interbody Fusion with Instrumentation. *International Journal of CAD/CAM*. Vol. 9. pp. 121-128.
- [5] Oliveira, D. G. (2013). Análise Mecânica da Coluna Lombar com Ênfase nos esforços nos ligamentos. *Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas*. Universidade Federal de Minas Gerais.
- [6] Szpalski M., Gunzburg R. (2002). Intervertebral disc prosthesis. *Coluna/Columna*. pp. 67.
- [7] Carvalhaes C. C., Baldissin M. M., Pereira C. U. (2002). Hérnias Disciais Cervicais – Patologia Osteo-Disco-degenerativas Cervicais. *Patologias Disco-Osteodegenerativas Espinais*. 1ª Edição. Vol. 1.
- [8] Oliveira V., Massada M., Costa L., Freitas D., Costa P., Lopes Seabra (2013). Há alguma diferença entre as próteses de disco cervicais?. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*. Vol. 21. No. 3.
- [9] Rosário Fernandes P. C. (2008). Modelação e Análise da Fusão Inter-Somática Cervical. *Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica*. Instituto Superior Técnico, Lisboa.

- [10]. Tortora G. J., Derrickson B. (2012). *Corpo Humano – Fundamentos de Anatomia e Fisiologia. ARTMED. 1ª Edição.*
- [11] Natour J. (2004). *Coluna Vertebral. EtCetera editora. 2ª Edição. São Paulo.*
- [12] Micheau A. (2009). Diagramas anatómicos da coluna e costas. IMAIOS. [ONLINE]. Available: <https://www.imaios.com/br/e-Anatomy/Coluna-vertebral/Coluna-diagramas>. *Acedido em: 20 de Março de 2015.*
- [13] Maia Costa E. L., Oliveira D. A., Rezende Lopreto C. A. (s.d.). Um estudo da coluna vertebral: Posicionamento e Anatomia. *Trabalho realizado no âmbito do curso Tecnólogo em Radiologia. Faculdades Integradas, Três Lagoas.*
- [14] Luz Veronez D. A. (s.d.). Abordagem Morfofuncional da Coluna Vertebral. *Trabalho no âmbito de Anatomia. Universidade Federal do Panamá, Brasil.*
- [15] SmartDraw (2015). Cervical Vertebra of the Skeletal System Example. *SmartDraw*. [ONLINE]. Available: <http://www.smartdraw.com/skeletal-system-diagram/examples/cervical-vertebra/>. *Acedido em: 20 de Março de 2015.*
- [16] Bahramshahi N. (2009). Finite elemento analysis of middle cervical spine. *A thesis in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master Applied Science in the Program of Aerospace Engineering. Ryerson University, Toronto, Canadá.*
- [17] Montenegro H. (s.d.). Hérnia de disco e dor ciática. *Hélder Montenegro*. [ONLINE]. Available: <https://www.livroherniadedisco.com.br/2015/02/06/disco-intervertebral/>. *Acedido em: 20 de Março de 2015.*
- [18] Dezan V. H. (2005). Análise do comportamento mecânico dos discos intervertebrais em diferentes faixas etárias. *Dissertação para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica. Universidade Federal do Paraná, Curitiba.*
- [19] Gandhi A. A. (2012). Biomechanical analysis of the cervical spine following total disc arthroplasty: na experimental and finite elemento investigation. *A thesis submitted*

---

*in partial fulfillment of the requirements for the Doctor of Philosophy degree in Biomedical Engineering.* University of Iowa.

[20] Gomes M. L., Pinto dos Reis A. M., Tavares J. M., Santos I. T. (2009). Caixa dinâmica biocompatível para substituição de discos intervertebrais da coluna. *Patente Nacional*.

[21] Menezes C. (2014). Prótese de disco cervical. *Dr. Cristiano Menezes*. [ONLINE]. Available: <http://www.cristianomenezes.com.br/index.php/2014/08/protese-de-disco-cervical/>. *Acedido em: 20 de Janeiro de 2015.*

[22] LDR USA (2015). Moby-C<sup>®</sup>: Cervical Disc. *LDR Holding Corporation*. [ONLINE]. Available: <http://us.ldr.com/Products/Cervical/MobiC%C2%AE/CervicalDisc>. *Acedido em: 20 de Janeiro de 2015.*

[23] © Synthes (2012). ProDisc-C Total Disc Replacement. © *Synthes*. [ONLINE]. Available: [http://www.synthes.com/sites/NA/Products/Spine/Interbody\\_and\\_Vertebral\\_Body\\_Replacement\\_Systems/Pages/ProDisc-C-Total-Disc-Replacement.aspx](http://www.synthes.com/sites/NA/Products/Spine/Interbody_and_Vertebral_Body_Replacement_Systems/Pages/ProDisc-C-Total-Disc-Replacement.aspx). *Acedido em: 20 de Janeiro de 2015.*

[24] Medtronic (2013). BRYAN Cervical Intravertebral Disc. *Which Medical Device<sup>TM</sup>*. [ONLINE]. Available: <http://www.whichmedicaldevice.com/by-manufacturer/49/632/bryan-cervical-intravertebral-disc>. *Acedido em: 20 de Janeiro de 2015.*

[25] Spineart (2015). Baguera<sup>®</sup> C – Cervical Disc Prosthesis. *Spineart*. [ONLINE]. Available: <http://www.spineart.com/product-platforms/motion/9/product/baguera%C2%AE/127>. *Acedido em: 20 de Janeiro de 2015.*

[26] Medtronic Sofamor Danek (2015). Prestige<sup>®</sup> Cervical Disc. *Medtronic Sofamor Danek*. [ONLINE]. Available: <http://www.prestigedisc.com/intl/about-prestige-disc.html>. *Acedido em: 20 de Janeiro de 2015.*

- [27] Coutinho T., Oliveira L., Marchii L., Amaral R., Castro C., Coutinho E., Pimenta L. (2012). Lições sobre a substituição total de disco cervical após sete anos de acompanhamento. *Coluna/Columna*. Vol. 11. No.2.
- [28] Bureau M. N., Legoux J. G., Denault J. (2006). Implantable biomimetic prosthetic bone. *Patente*.
- [29] Santos L. A. (2012). Processamento e caracterização da liga 66Co-28Cr-6Mo (%peso) para Implantes. *Dissertação para obtenção do título de Mestre em Ciências*. Escola de Engenharia de Lorena, Universidade de São Paulo, Brasil.
- [30] Fernandes M. G. (2013). Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor Implante. *Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Tecnologia Biomédica*. Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança.
- [31] Ansys® (2015). PLANE182 Element Description. *Ansys®*.
- [32] Teo E. C., Ng H. W. (2001). Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite elemento method. *Medical Engineering & Physics*. Vol. 23. pp. 155-164.
- [33] Melro Rodrigues A. M. (2012). Análise e projecto de estruturas para substituição do disco intervertebral. *Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica*. Universidade Nova de Lisboa, Lisboa.
- [34] Ansys® (2015). Determining Contact Stiffness and Allowable Penetration. *Ansys®*.
- [35] Rancourt D., Shirazi-Ade A., Drouin G., Paiement G. (1990). Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research*. Vol. 24. pp. 1503-1519.
- [36] An N. (2014). Human Spine. *GrabCad*. [ONLINE]. Available: <https://grabcad.com/library/human-spine-1>. *Acedido em: 17 de Abril de 2015*.
- [37] Ansys® (2015). SOLID185 Element Description. *Ansys®*.



# Anexos



# **Anexo A**

Medições

## Modelos 2D

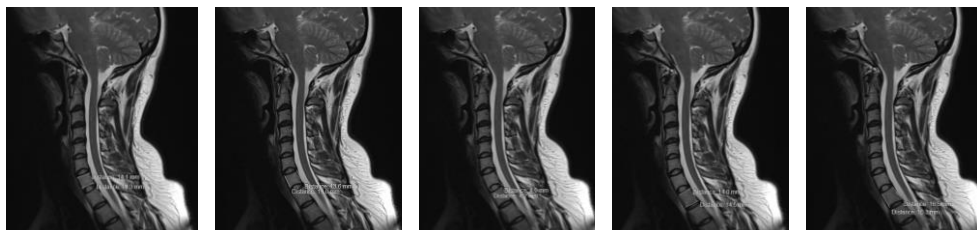


Figura 24. Medições, Paciente 1

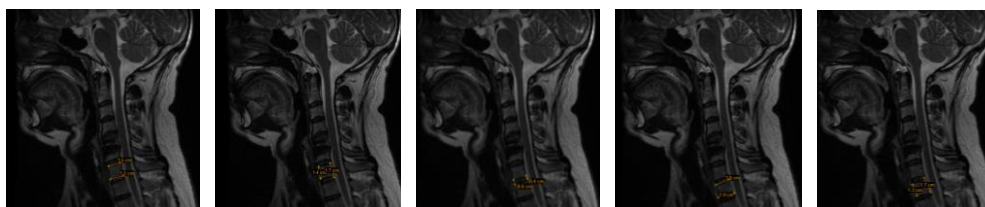


Figura 25. Medições, Paciente 2

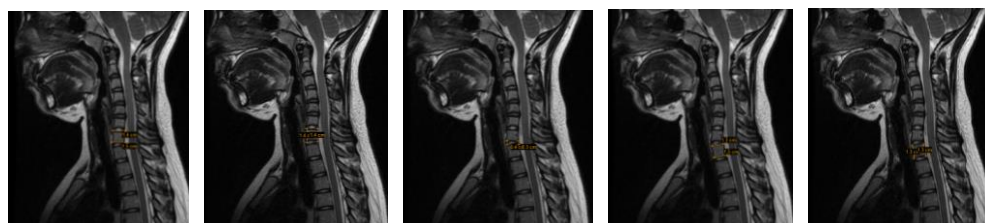


Figura 26. Medições, Paciente 3

# Modelos 3D

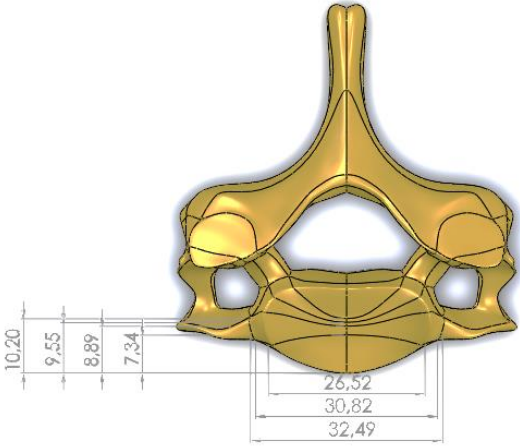


Figura 27. Medições, vértebra C6

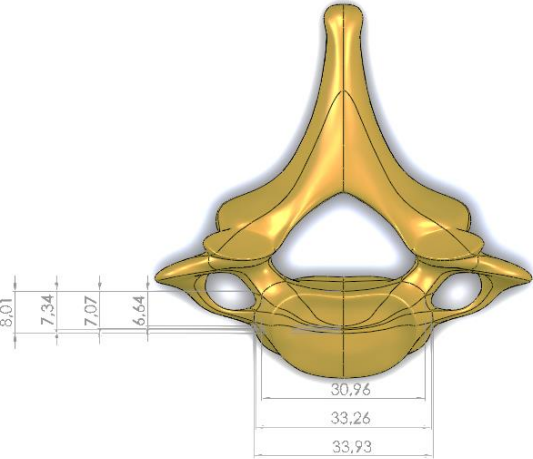


Figura 28. Medições, vértebra C7



# **Anexo B**

Modelo teórico para materiais compostos

## Modelo 1 (2D)

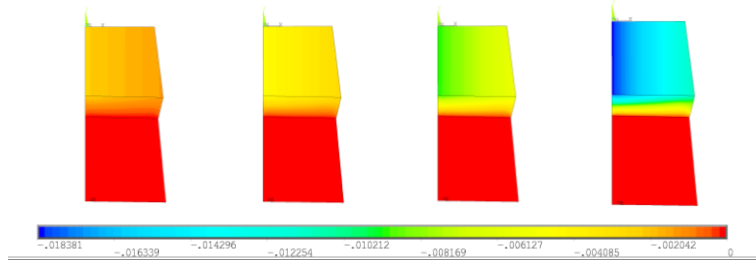


Figura 29. Deslocamentos verticais obtidos para o modelo 1: 100, 200, 400 e 800 [N]

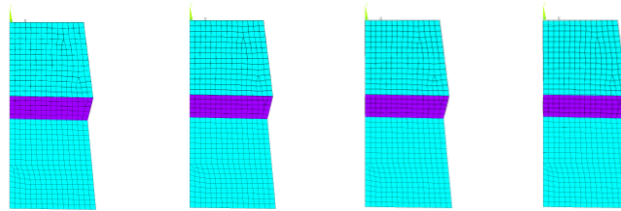


Figura 30. Deformada e indeformada obtidas para o modelo 1: 100, 200, 400 e 800 [N]

## Modelo 3 (2D)

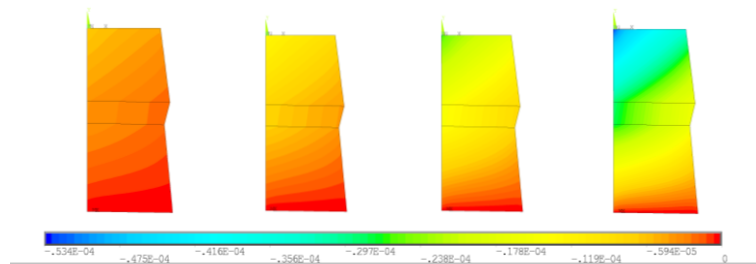


Figura 31. Deslocamentos verticais obtidos para o modelo 3: 100, 200, 400 e 800 [N]

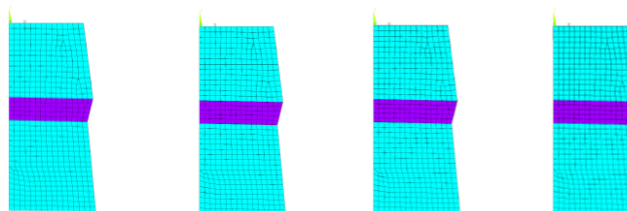


Figura 32. Deformada e indeformada obtidas para o modelo 3: 100, 200, 400 e 800 [N]

## Modelo 1 (3D)

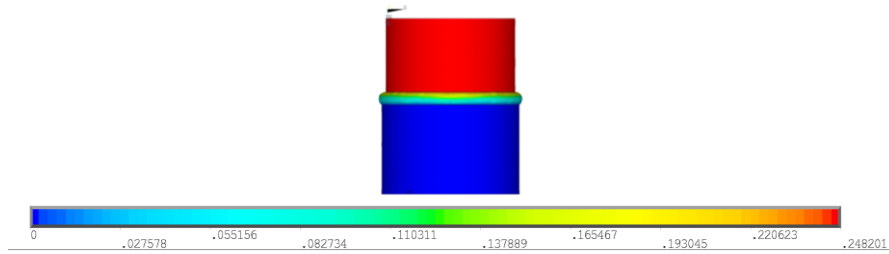


Figura 33. Deslocamentos verticais obtidos para o modelo 1: 113,8 [N]



Figura 34. Deformada e indeformada obtidas para o modelo 1: 113,8 [N]

## Modelo 3 (3D)

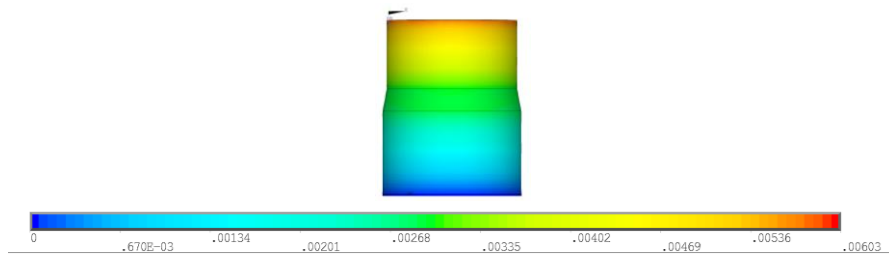


Figura 35. Deslocamentos verticais obtidos para o modelo 3: 800 [N]

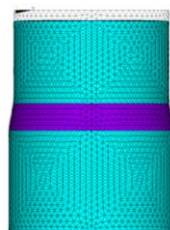


Figura 36. Deformada e indeformada obtidas para o modelo 3: 800 [N]



# **Anexo C**

Análise linear estática: modelos 2D simplificado

## Modelo 1

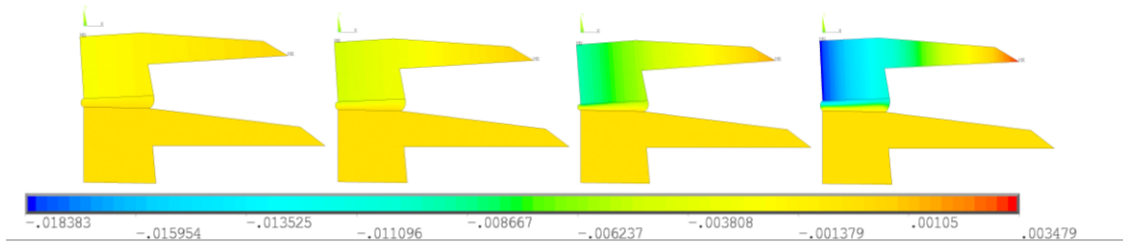


Figura 37. Deslocamentos verticais para o modelo 1: 100, 200, 400 e 800 [N]

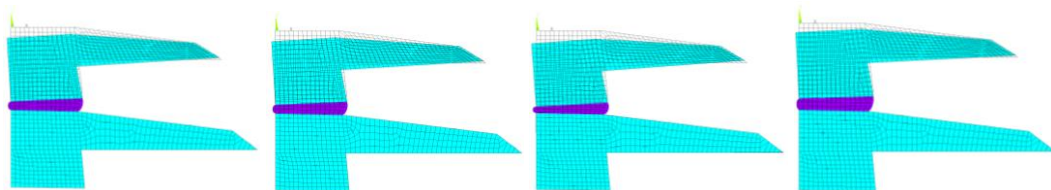


Figura 38. Deformada e indeformada para o modelo 1: 100, 200, 400 e 800 [N]

## Modelo 5

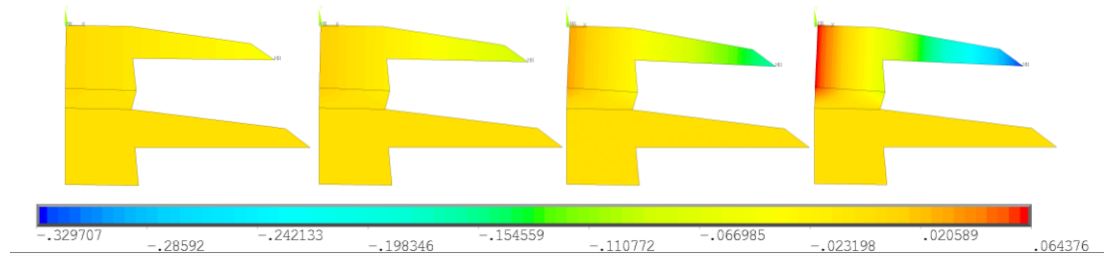


Figura 39. Deslocamentos verticais para o modelo 5: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

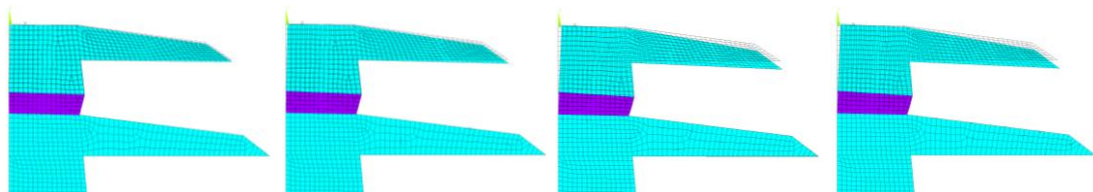


Figura 40. Deformada e indeformada para o modelo 5: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

## Modelo 2

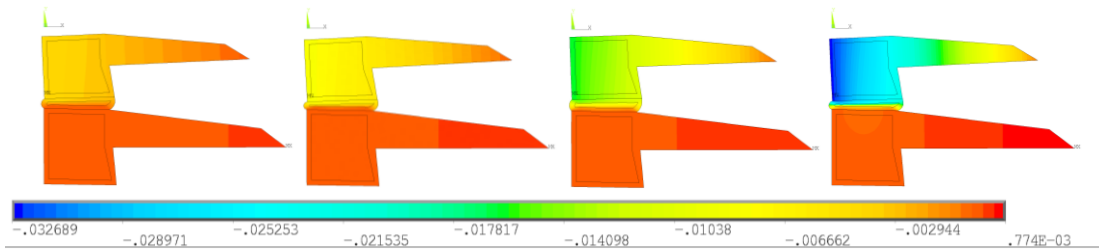


Figura 41. Deslocamentos verticais para o modelo 2: 100, 200, 400 e 800 [N]

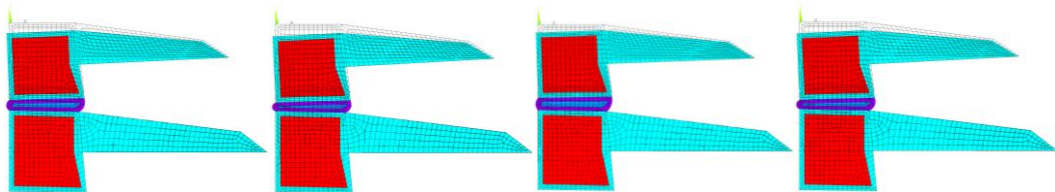


Figura 42. Deformada e indeformada para o modelo 2: 100, 200, 400 e 800 [N]

## Modelo 6

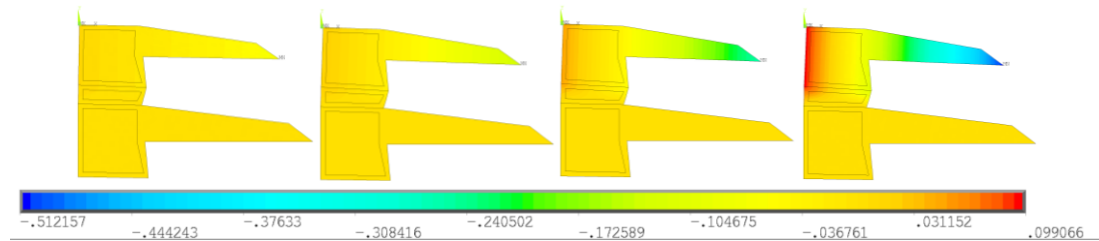


Figura 43. Deslocamentos verticais para o modelo 6: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

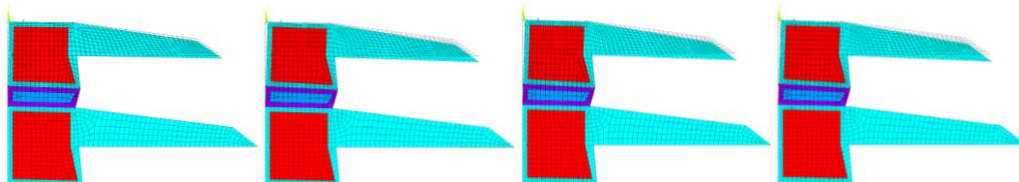


Figura 44. Deformada e indeformada para o modelo 6: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

## Modelo 3

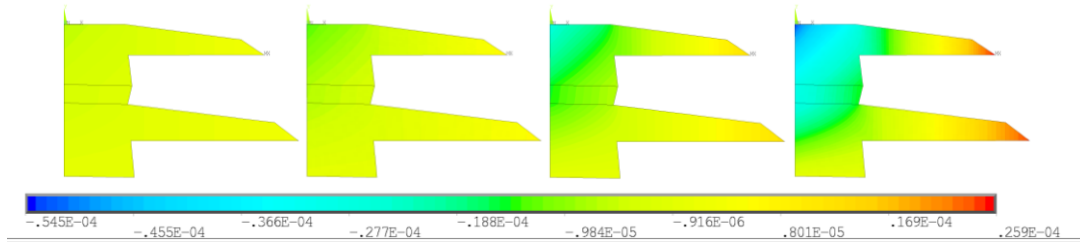


Figura 45. Deslocamentos verticais para o modelo 3: 100, 200, 400 e 800 [N]

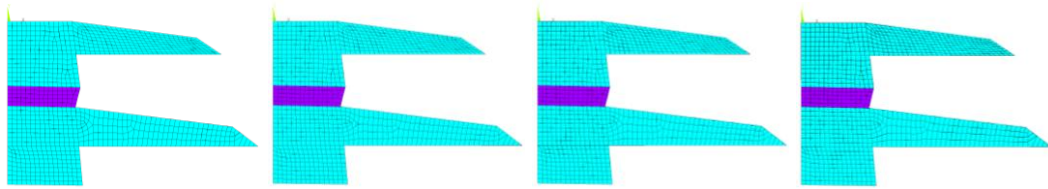


Figura 46. Deformada e indeformada para o modelo 3: 100, 200, 400 e 800 [N]

## Modelo 7

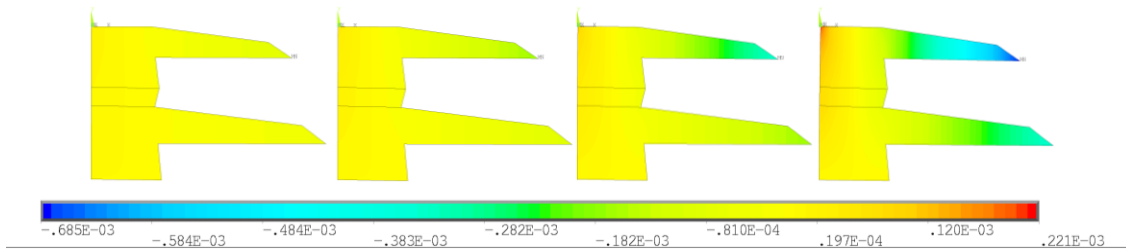


Figura 47. Deslocamentos verticais para o modelo 7: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

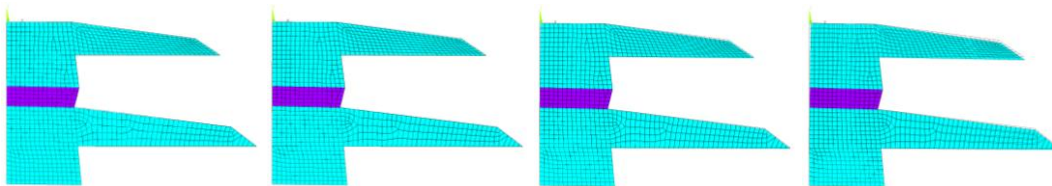


Figura 48. Deformada e indeformada para o modelo 7: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

## Modelo 4

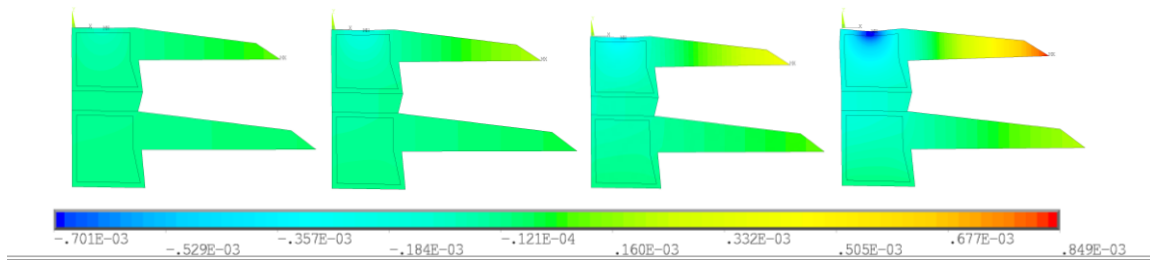


Figura 49. Deslocamentos verticais para o modelo 4: 100, 200, 400 e 800 [N]

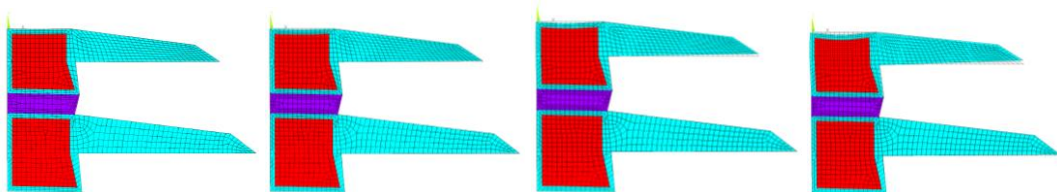


Figura 50. Deformada e indeformada para o modelo 4: 100, 200, 400 e 800 [N]

## Modelo 8

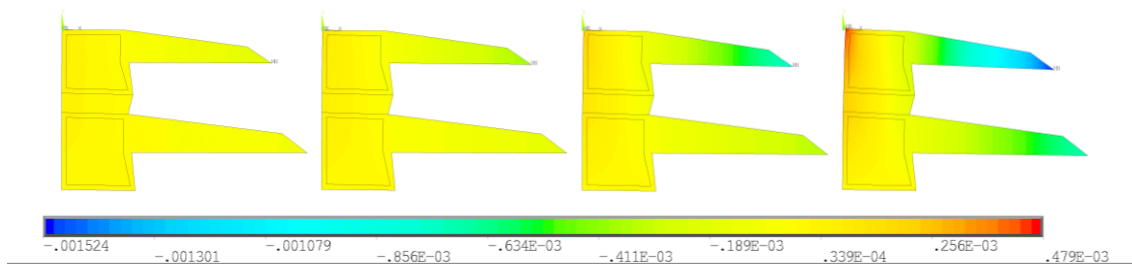


Figura 51. Deslocamentos verticais para o modelo 8: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

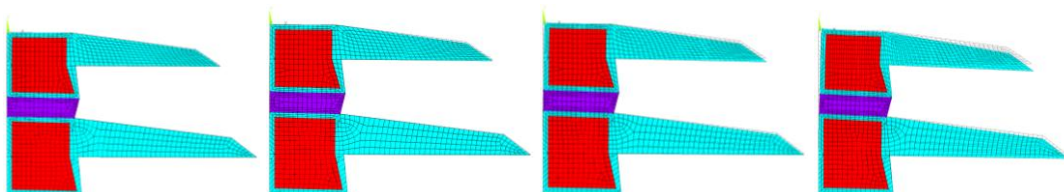


Figura 52. Deformada e indeformada para o modelo 8: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

## Modelo 9

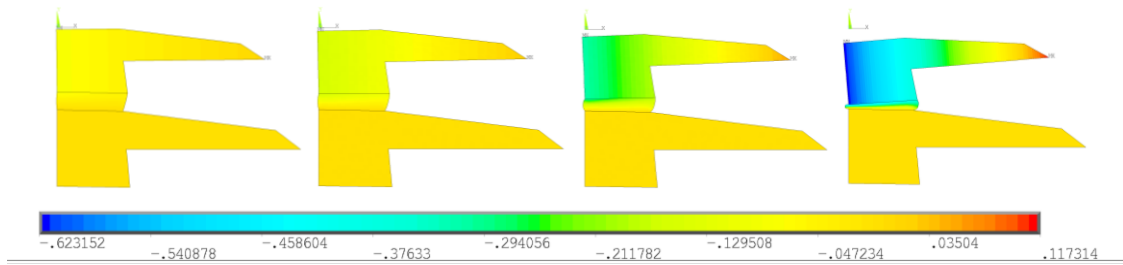


Figura 53. Deslocamentos verticais para o modelo 9: 100, 200, 400 e 800 [N]

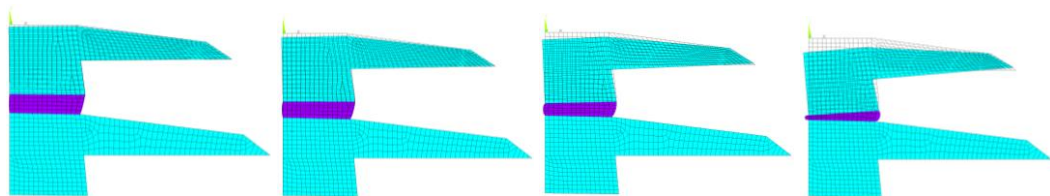


Figura 54. Deformada e indeformada para o modelo 9: 100, 200, 400 e 800 [N]

## Modelo 11

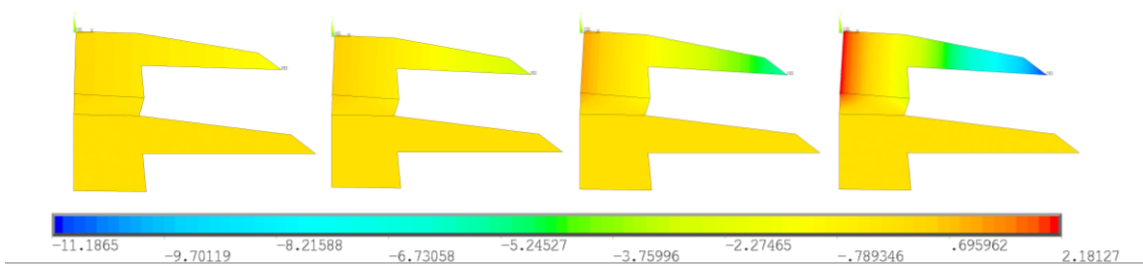


Figura 55. Deslocamentos verticais para o modelo 11: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

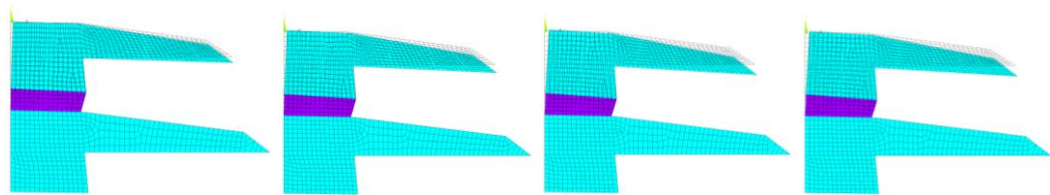


Figura 56. Deformada e indeformada para o modelo 11: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

## Modelo 10

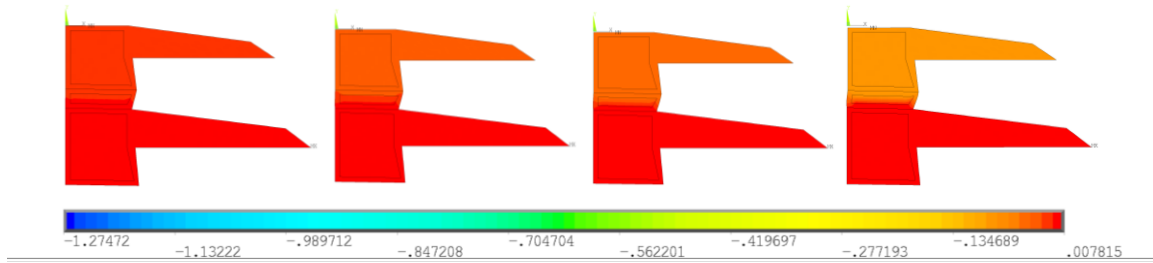


Figura 57. Deslocamentos verticais para o modelo 10: 100, 200, 400 e 800 [N]

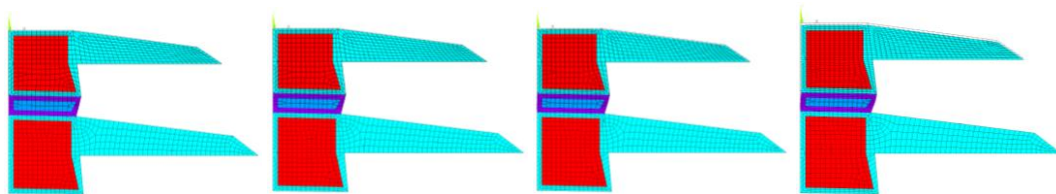


Figura 58. Deformada e indeformada para o modelo 10: 100, 200, 400 e 800 [N]

## Modelo 12

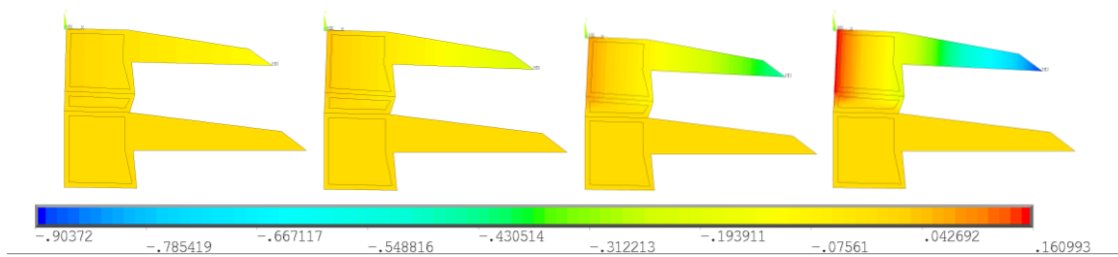


Figura 59. Deslocamentos verticais para o modelo 12: 1, 2, 4 e 8 [Nm]

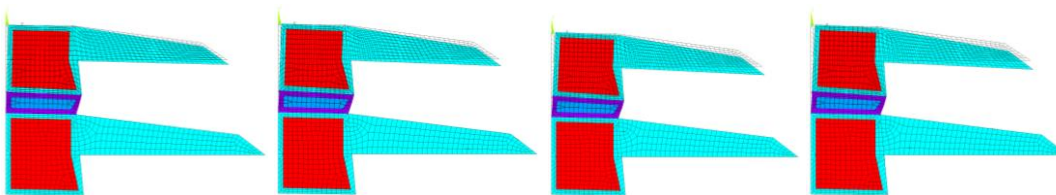


Figura 60. Deformada e indeformada para o modelo 12: 1, 2, 4 e 8 [Nm]



# **Anexo D**

Análise de contacto: modelos 2D simplificado

## Modelo 1

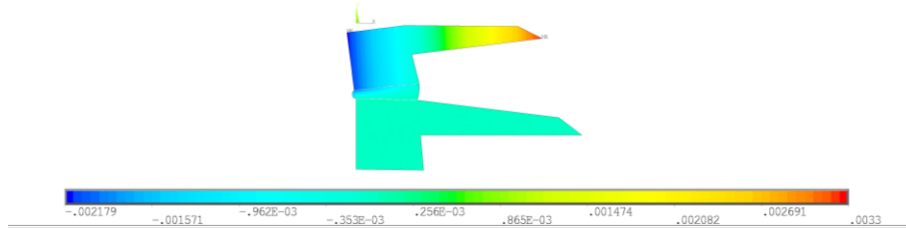


Figura 61. Deslocamentos verticais para o modelo 1: 800 [N]

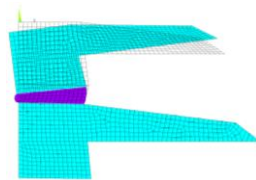


Figura 62. Deformada e indeformada para o modelo 1: 800 [N]

## Modelo 5

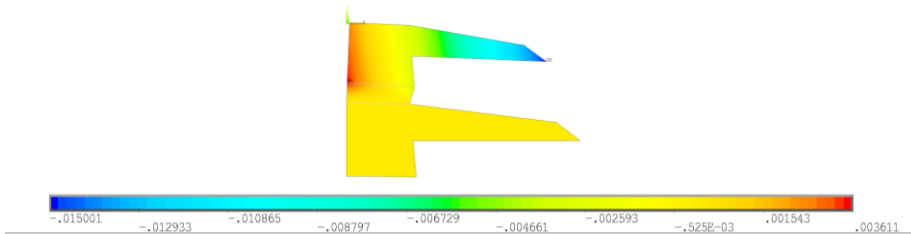


Figura 63. Deslocamentos verticais para o modelo 5: 8 [Nm]

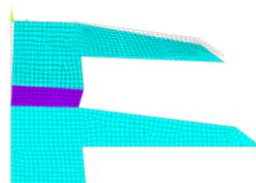


Figura 64. Deformada e indeformada para o modelo 5: 8 [Nm]

## Modelo 2

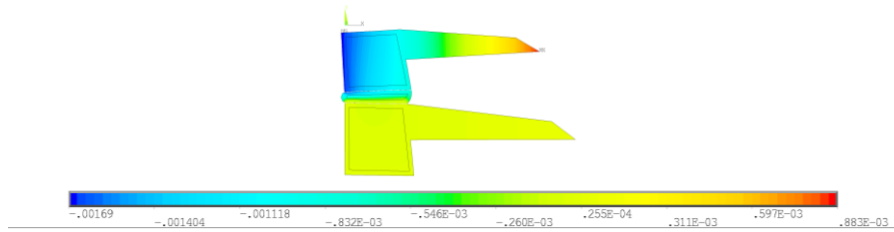


Figura 65. Deslocamentos verticais para o modelo2: 800 [N]

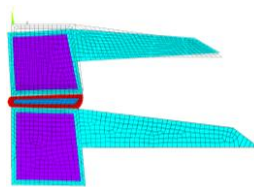


Figura 66. Deformada e indeformada para o modelo 2: 800 [N]

## Modelo 6

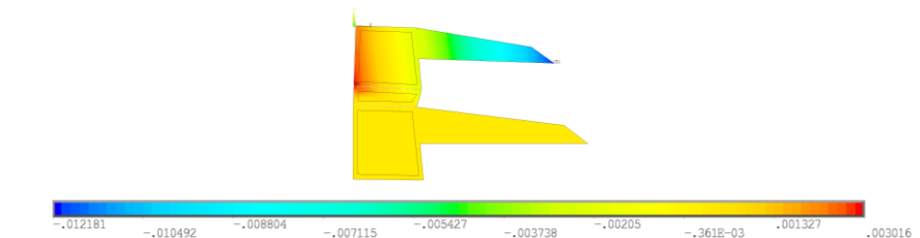


Figura 67. Deslocamentos verticais para o modelo 6: 8 [Nm]

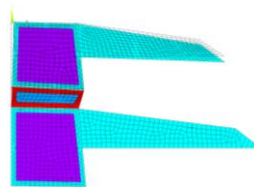


Figura 68. Deformada e indeformada para o modelo 6: 8 [Nm]

## Modelo 3

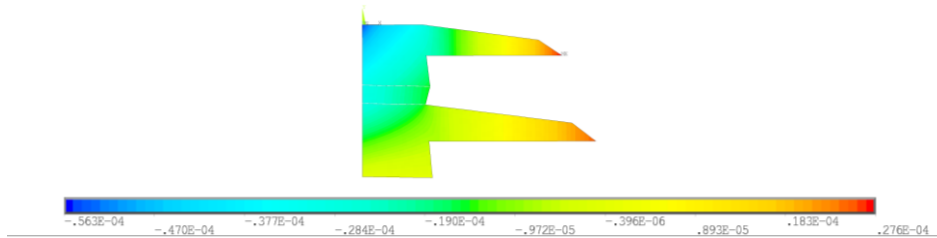


Figura 69. Deslocamentos verticais para o modelo 3: 800 [N]

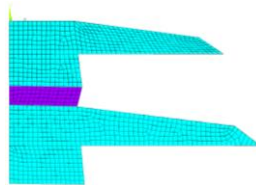


Figura 70. Deformada e indeformada para o modelo 3: 800 [N]

## Modelo 7

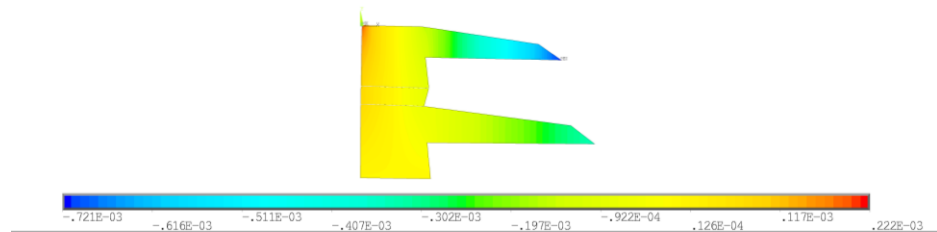


Figura 71. Deslocamentos verticais para o modelo 7: 8 [Nm]

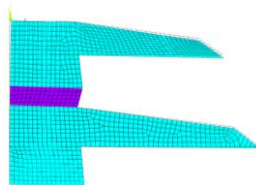


Figura 72. Deformada e indeformada para o modelo 7: 8 [Nm]

## Modelo 4

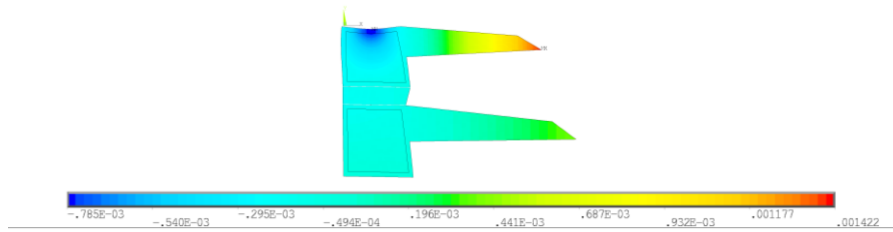


Figura 73. Deslocamentos verticais para o modelo 4: 800 [N]

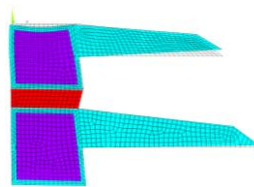


Figura 74. Deformada e indeformada para o modelo 4: 800 [N]

## Modelo 8

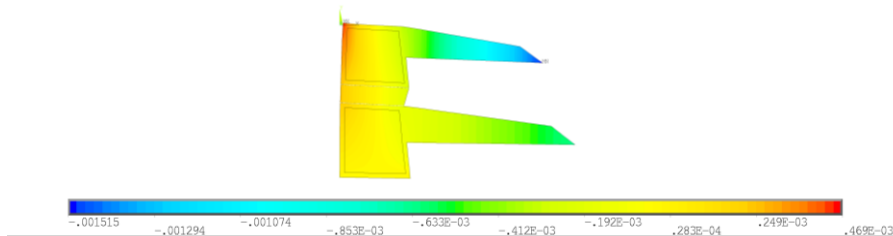


Figura 75. Deslocamentos verticais para o modelo 8: 8 [Nm]

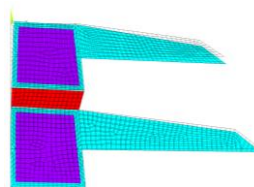


Figura 76. Deformada e indeformada para o modelo 8: 8 [Nm]

## Modelo 9

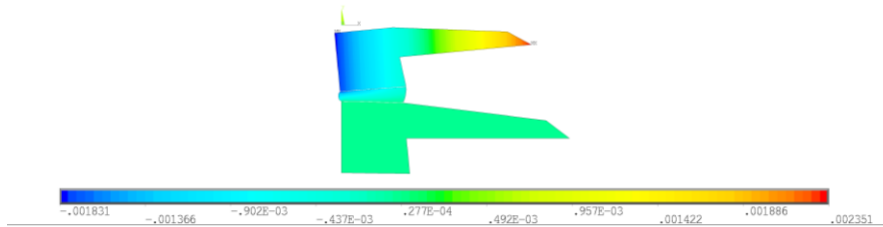


Figura 77. Deslocamentos verticais para o modelo 9: 800 [N]

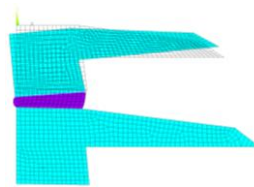


Figura 78. Deformada e indeformada para o modelo 9: 800 [N]

## Modelo 11

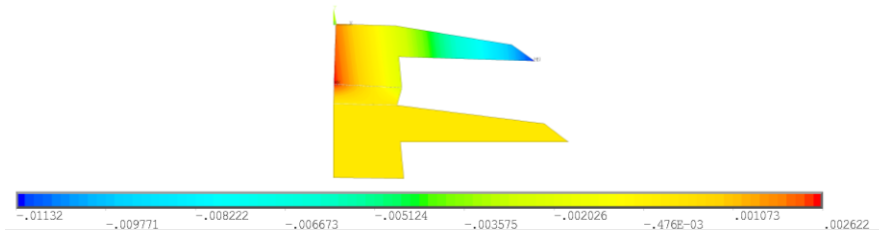


Figura 79. Deslocamentos verticais para o modelo 11: 8 [Nm]

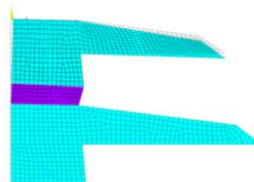


Figura 80. Deformada e indeformada para o modelo 11: 8 [Nm]

## Modelo 10

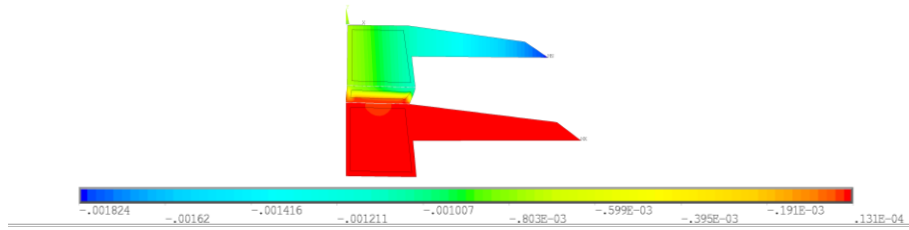


Figura 81. Deslocamentos verticais para o modelo 10: 800 [N]

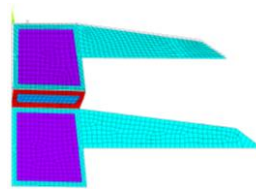


Figura 82. Deformada e indeformada para o modelo 10: 800 [N]

## Modelo 12

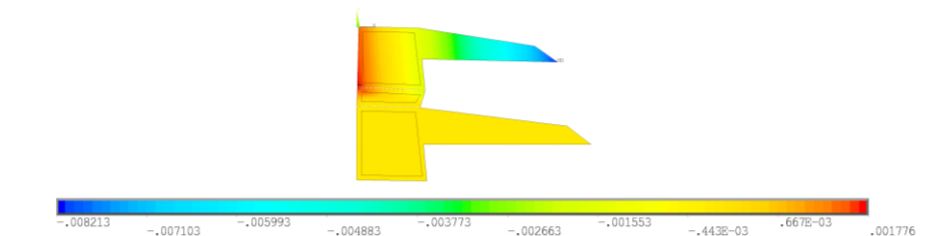


Figura 83. Deslocamentos verticais para o modelo 12: 8 [Nm]

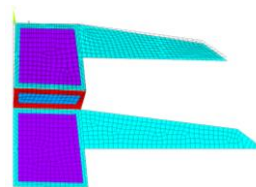


Figura 84. Deformada e indeformada para o modelo 12: 8 [Nm]



# **Anexo E**

Análise linear estática: modelos 3D simplificado

## Modelo 1

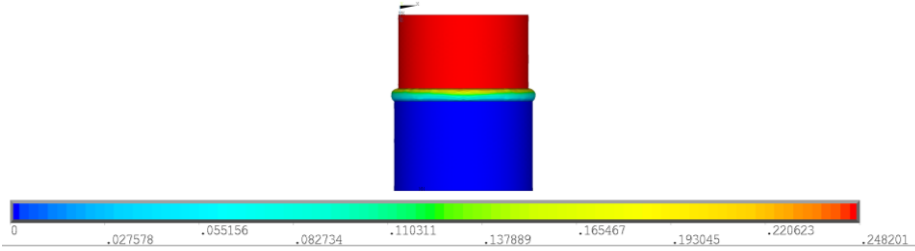


Figura 85. Deslocamentos verticais para o modelo 1: 113,8 [N]

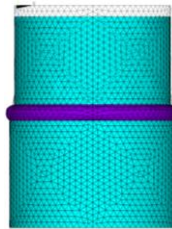


Figura 86: Deformada e indeformada para o modelo 1: 113,8 [N]

## Modelo 5

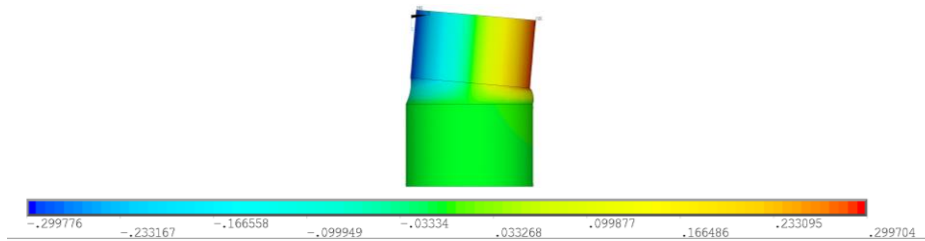


Figura 87. Deslocamentos verticais para o modelo 5: 0,3514 [Nm]



Figura 88. Deformada e indeformada para o modelo 5: 0,3514 [Nm]

## Modelo 2

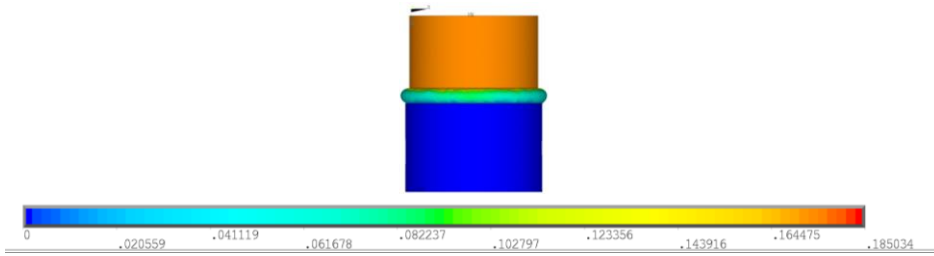


Figura 89. Deslocamentos verticais para o modelo 2: 70,66 [N]



Figura 90. Deformada e indeformada para o modelo 2: 70,66 [N]

## Modelo 6

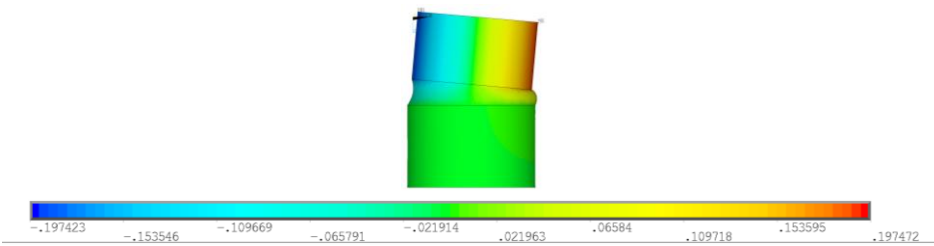


Figura 91. Deslocamentos verticais para o modelo 6: 0,1680 [Nm]

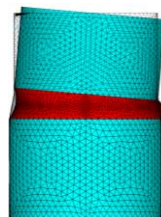


Figura 92. Deformada e indeformada para o modelo 6: 0,1680 [Nm]

## Modelo 3

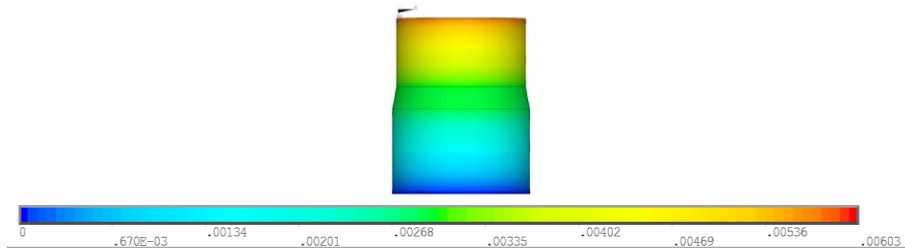


Figura 93. Deslocamentos verticais para o modelo 3: 800 [N]

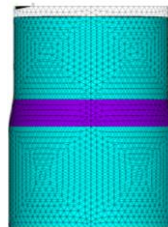


Figura 94. Deformada e indeformada para o modelo 3: 800 [N]

## Modelo 7

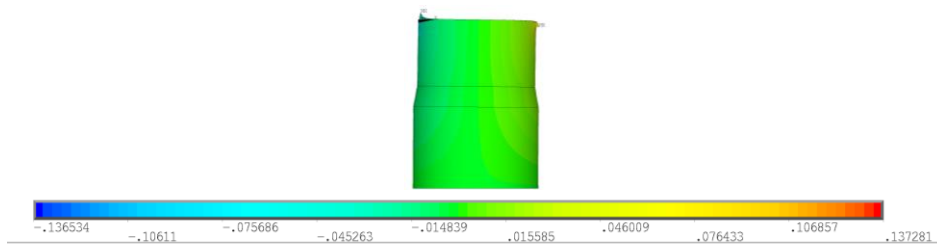


Figura 95. Deslocamentos verticais para o modelo 7: 8 [Nm]



Figura 96. Deformada e indeformada para o modelo 7: 8 [Nm]

## Modelo 4

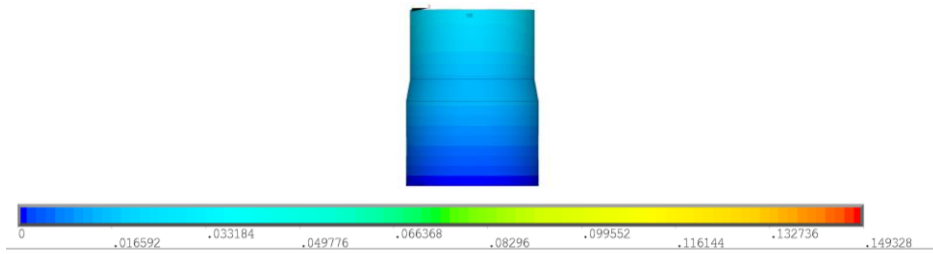


Figura 97. Deslocamentos verticais para o modelo 4: 800 [N]

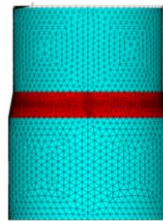


Figura 98. Deformada e indeformada para o modelo 4: 800 [N]

## Modelo 8

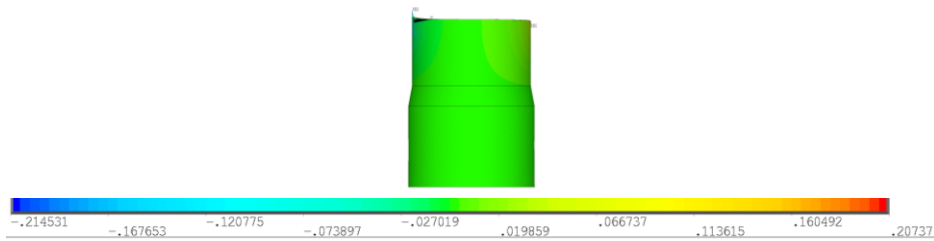


Figura 99. Deslocamentos verticais para o modelo 8: 8 [Nm]

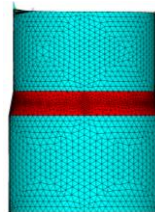


Figura 100. Deformada e indeformada para o modelo 8: 8 [Nm]



# **Anexo F**

Análise linear estática: modelos 3D real

## Modelo 1

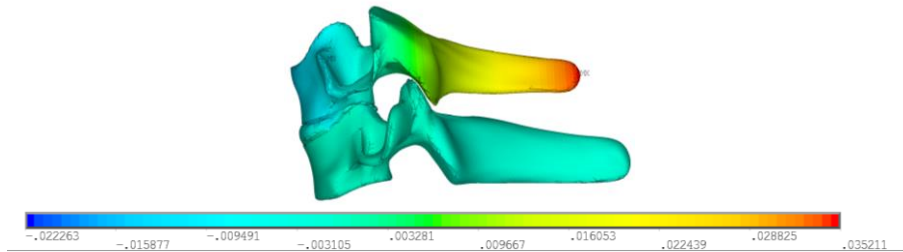


Figura 101. Deslocamentos verticais para o modelo 1: 113,8 [N]

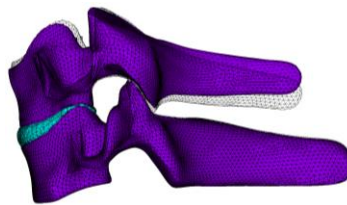


Figura 102. Deformada e indeformada para o modelo 1: 113,8 [N]

## Modelo 5

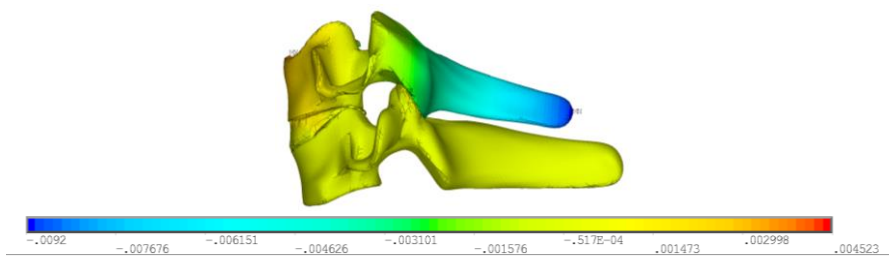


Figura 103. Deslocamentos verticais para o modelo 5: 0,3514 [Nm]

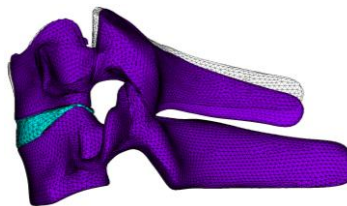


Figura 104: Deformada e indeformada para o modelo 5: 0,3514 [Nm]

## Modelo 2

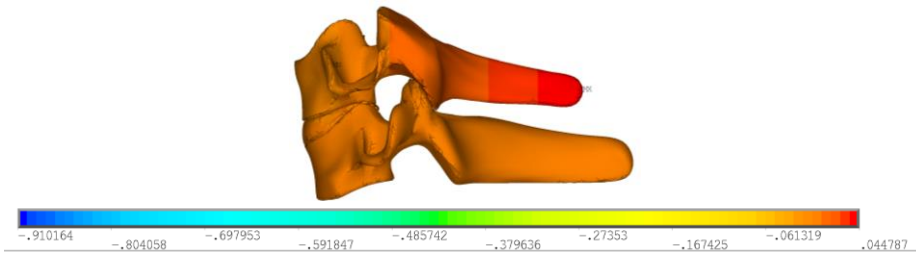


Figura 105. Deslocamentos verticais para o modelo 2: 70,66 [N]

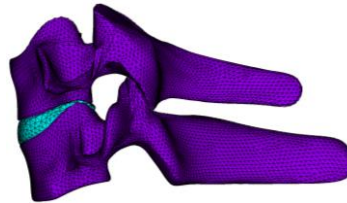


Figura 106. Deformada e indeformada para o modelo 2: 70,66 [N]

## Modelo 6

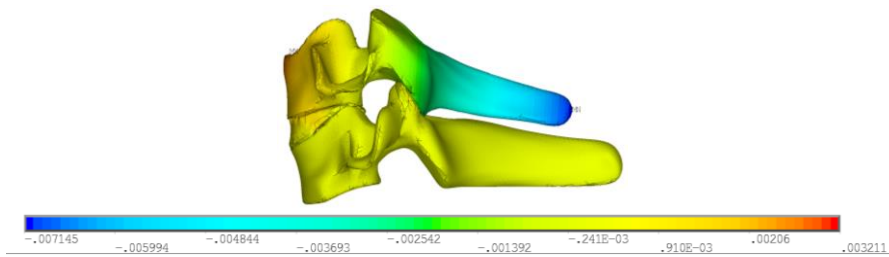


Figura 107. Deslocamentos verticais para o modelo 6: 0,168 [Nm]

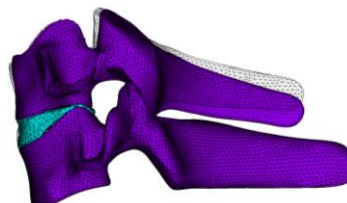


Figura 108. Deformada e indeformada para o modelo 6: 0,168 [Nm]

## Modelo 3

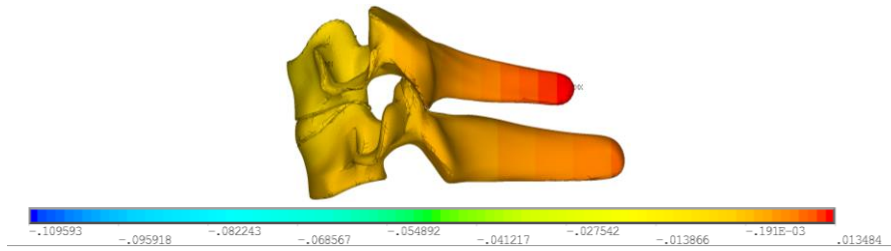


Figura 109. Deslocamentos verticais para o modelo 3: 800 [N]

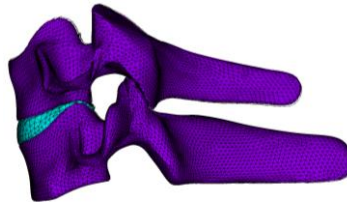


Figura 110. Deformada e indeformada para o modelo 3: 800 [N]

## Modelo 7

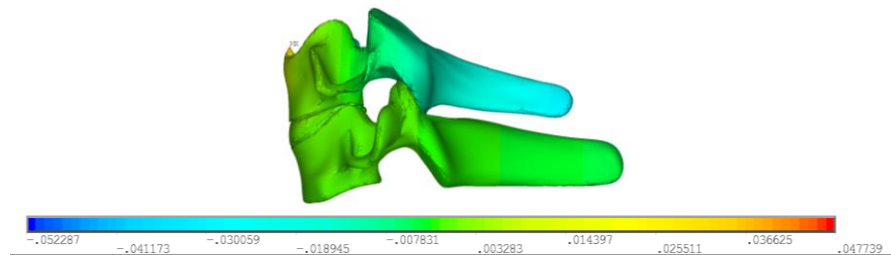


Figura 111. Deslocamentos verticais para o modelo 7: 8 [Nm]

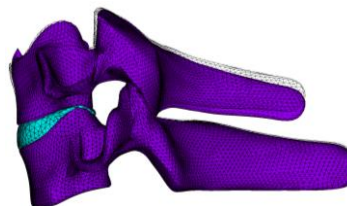


Figura 112. Deformada e indeformada para o modelo 7: 8 [Nm]

## Modelo 4

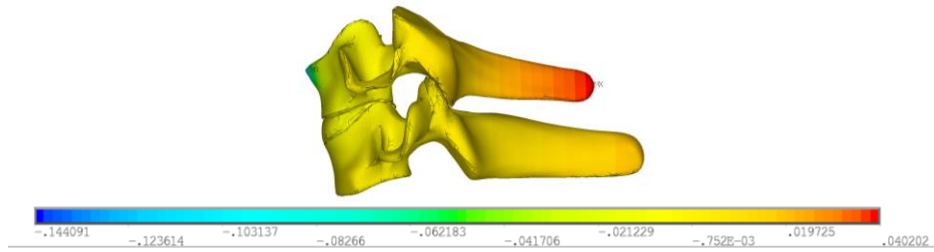


Figura 113. Deslocamentos verticais para o modelo 4: 800 [N]

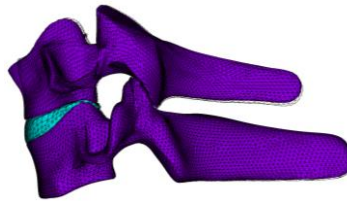


Figura 114. Deformada e indeformada para o modelo 4: 800 [N]

## Modelo 8

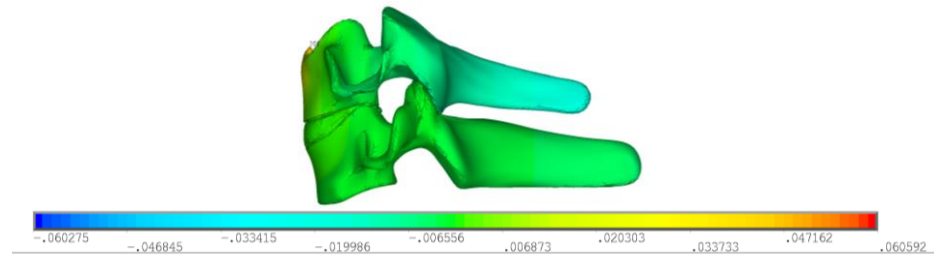


Figura 115. Deslocamentos verticais para o modelo 8: 8 [Nm]



Figura 116. Deformada e indeformada para o modelo 8: 8 [Nm]