

 M 2014

U. PORTO
FEUP FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

ESTUDO BIOMECÂNICO DA COLUNA CERVICAL COM PATOLOGIA

TATIANA FILIPA SALGADO DA COSTA TEIXEIRA
DISSERTAÇÃO DE Mestrado APRESENTADA
À FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA



Universidade do Porto

FEUP Faculdade de
Engenharia

Tatiana Filipa Salgado da Costa Teixeira

**ESTUDO BIOMECÂNICO DA COLUNA CERVICAL COM
PATOLOGIA**

Dissertação

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado em Engenharia Biomédica

Porto, Maio de 2014

Tatiana Filipa Salgado da Costa Teixeira

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

ESTUDO BIOMECÂNICO DA COLUNA CERVICAL COM PATOLOGIA

Dissertação realizada com o apoio:



Dissertação orientada pela
Professora Doutora Luísa Maria Pimenta Abreu Costa Sousa

•

Com a co-orientação de
Professor Doutor Marco Paulo Lages Parente

Agradecimentos

Ao terminar esta dissertação desejo agradecer a todas as pessoas e entidades que contribuíram directa ou indirectamente para o meu estudo.

Agradeço à minha orientadora, a Professora Doutora Luísa Sousa, por toda a disponibilidade, compreensão, orientação e visão optimista que sempre intentou no trabalho desenvolvido.

Ao Professor Doutor Marco Parente, meu co-orientador, por toda ajuda, disponibilidade, paciência no ensino dos softwares de cálculo numérico e pelos meios que disponibilizou para que o trabalho fosse possível.

Ao Doutor Maia Gonçalves por toda a disponibilidade e ajuda na compreensão de todos os conceitos relacionados com a coluna cervical.

À Biomet, em particular ao Dr. Miguel Gouveia pelo fornecimento de componentes importantes para a realização deste trabalho.

Agradeço também à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, em particular ao IDMEC pelo fornecimento das condições necessárias para a realização do trabalho.

Aos meus amigos pelo apoio nos momentos mais difíceis, onde demonstraram grande carinho e apoio.

E por último, mas não menos importante aos meus pais e irmã por tudo. A eles lhes dedico todo o meu empenho e dedicação.

A todos, o meu sincero agradecimento,

Tatiana Filipa Salgado da Costa Teixeira.

Resumo

O conhecimento da cinemática da coluna cervical é uma ferramenta bastante importante para várias aplicações clínicas, tal como diagnóstico, tratamento, intervenções cirúrgicas e ainda para o desenvolvimento de novos implantes.

O principal objectivo desta dissertação é o estudo do comportamento mecânico da unidade funcional C4-C5-C6 com uma fractura do tipo compressão-flexão, quando sujeito a três diferentes tipos de tratamento, nomeadamente, a fusão cervical anterior, a fusão cervical posterior e a dupla fusão (fusão cervical anterior e fusão cervical posterior) e sob a acção de diferentes cargas, compressão, extensão, flexão, flexão lateral e rotação axial. Em primeiro lugar, analisou-se e validou-se o comportamento mecânico da unidade funcional C4-C5 a partir de resultados encontrados na literatura; posteriormente, foram estudadas a unidade funcional C4-C5-C6 saudável e a unidade funcional C4-C5-C6 patológica (sem e com instrumentação).

Para o efeito foi criado um modelo de elementos finitos do segmento cervical C4-C5-C6. A malha de elementos finitos foi obtida usando o software comercial de elementos finitos ABAQUS. Após a preparação das vértebras, o disco intervertebral (IV) foi desenvolvido com os seus componentes, nomeadamente o núcleo pulposo, o anel fibroso e as fibras lamelares. As placas cartilaginosas, os 6 conjuntos de ligamentos (longitudinais anteriores, longitudinais posteriores, interespinhosos, supraespinhosos, amarelos e capsulares) e as articulações intervertebrais foram também considerados. Relativamente à execução da fractura, esta baseou-se em 3 passos fundamentais: uma fractura na zona anterior da vértebra C5, o comprometimento dos ligamentos posteriores e ainda um deslizamento desta vértebra. De seguida, modelou-se a instrumentação utilizada nos tratamentos em estudo, nomeadamente, os parafusos e a placa de fixação.

Com esta dissertação, verificou-se então que a fusão cervical anterior apresenta melhores resultados no que diz respeito ao deslocamento das vértebras, da tensão principal mínima nos discos IV e ainda da tensão principal máxima nos ligamentos.

Palavras-chave:

Método de Elementos Finitos; Coluna Cervical; Fractura Compressão-Flexão; Fusão Cervical Anterior; Fusão Cervical Posterior; Fusão Cervical Anterior e Posterior.

Abstract

The knowledge of the kinematics of the cervical spine is a very important tool for many clinical applications, such as diagnosis, treatment, surgical interventions and for the development of new implants.

The main objective of this dissertation is the study of the mechanical behavior of the functional unit C4-C5-C6 with a compression-flexion fracture, when it is subjected to 3 different types of treatment, including, anterior cervical fusion, posterior cervical fusion and double fusion (anterior and posterior cervical fusion) and under the action of different loads as compression, extension, flexion, lateral bending and axial rotation. Firstly, was analyzed and validated the mechanical behavior of functional unit C4-C5 from results in the literature; subsequently, the functional unit C4-C5-C6 healthy the functional unit C4-C5-C6 with pathology (with and without instrumentation) were studied.

For this purpose a finite element method of the cervical segment C4-C5-C6 was created. A finite element mesh was obtained using the commercial ABAQUS finite element software. After preparation of the vertebrae, the intervertebral disc was developed with its components, namely the nucleus pulposus, the annulus fibrosus and the lamellar fibers. The cartilaginous plate, the six sets of ligaments (anterior longitudinal, posterior longitudinal, interspinous, supraspinous, flavum and facet capsular) and the intervertebral joint were also considered. Regarding, to the execution of the fracture, this was based in 3 steps: a fracture in the anterior zone of the C5 vertebra, the impairment the posterior ligaments and even a slip this vertebra. Then, was modeled the instrumentation used in the treatments under study, such as the screws and the plate.

With this dissertation, it is found that the anterior cervical fusion gives better results in terms of displacement of the vertebrae, the minimum principal stress on the discs IV and the maximum principal stress on the ligaments.

Key-Words:

Finite Element Method; Cervical Spine; Flexion-Compression Fracture; Anterior Cervical Spine; Posterior Cervical Spine; Anterior and Posterior Cervical Fusion.

Sumário

Agradecimentos	4
Resumo.....	5
Abstract.....	6
Índice de Figuras.....	11
Índice de Esquemas.....	20
Índice de Tabelas	21
Índice de Abreviaturas	22
Índice de Símbolos	23
Glossário de Termos	24
PARTE I – INTRODUÇÃO	25
1. Enquadramento	26
2. Objectivo	26
3. Metodologia.....	27
4. Estrutura.....	27
PARTE II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	29
Capítulo I – Termos Anatômicos e Medidas Antropométricas.....	30
1.1. Introdução	30
1.2. Posição/ Planos/ Eixos Anatômicos de Referência	30
1.3. Terminologia de Comparação e Inter-relação.....	33
1.4. Movimentos nos Planos Anatômicos de Referência.....	34
1.5. Medidas Antropométricas	36
Capítulo II – Coluna Vertebral	39
2.1. Introdução	39
2.2. Descrição, Características e Funções da Coluna Vertebral.....	39
2.3. Vértebras	43
2.3.1. Estrutura e Função das Vértebras.....	43
2.3.2. Características Regionais das Vértebras	46
2.3.2.1. Vértebras Cervicais.....	46
2.3.2.2. Vértebras Torácicas	48
2.3.2.3. Vértebras Lombares.....	49
2.3.2.4. Vértebras sagradas/ Sacro.....	50
2.3.2.5. Vértebras Coccígeas/Cóccix	52
2.4. Discos IV	52

2.5. Ligamentos	55
2.6. Articulações Intervertebrais.....	57
2.7. Músculos.....	58
Capítulo III – Biomecânica da Coluna Vertebral	59
3.1. Introdução	59
3.2. Movimentos da Coluna Vertebral.....	59
3.3. Estabilidade da Coluna.....	60
3.4. Forças a actuar na coluna vertebral.....	61
Capítulo IV – Biomecânica da Coluna Cervical	62
4.1. Introdução	62
4.2. Coluna Cervical.....	62
4.2.1. Movimentos da Coluna Cervical.....	63
4.2.2. Lesões da Coluna Cervical	66
Capítulo V – Fracturas na Coluna Cervical Inferior e Possíveis Tratamentos	68
5.1. Introdução	68
5.2.1. Classificação de Denis.....	68
5.2.2. Classificação AO spine.....	69
5.2.3. Classificação Allen	72
5.3. Possíveis tratamentos de fracturas cervicais	75
5.3.1. Fusão cervical anterior.....	76
5.3.2. Fusão cervical posterior.....	78
Capítulo VI – Método de Elementos Finitos	84
6.1. Introdução	84
6.2. Simulação Numérica.....	84
Capítulo VII – Modelos Hiperelásticos.....	88
7.1. Introdução	88
7.2. Resposta Elástica	88
7.3. Materiais Hiperelásticos	90
7.4. Formas Equivalentes Da Função De Energia De Deformação	92
7.5. Formas Reduzidas De Equações Constitutivas	93
7.6. Trabalho Realizado por Materiais Hiperelásticos	93
7.7. Materiais Isotrópicos Hiperelásticos	94
7.8. Materiais Incompressíveis Hiperelásticos	95
7.9. Hiperelasticidade Isotrópica Incompressível.....	96
7.10. Modelos hiperelásticos	97

7.10.1. Modelo de Ogden para Materiais Incompressíveis	97
7.10.2. Modelo de Mooney-Rivlin para Materiais Incompressíveis	98
7.10.3. Modelo de Neo-Hookean para Materiais Incompressíveis	98
PARTE III – TRABALHO PRÁTICO	99
Capítulo I – Modelo Numérico 3D De Elementos Finitos Saudável	100
1.1. Introdução	100
1.2. Vértebras C4, C5 e C6	100
1.3. Disco Intervertebral.....	103
1.4. Placas Cartilaginosas	113
1.5. Ligamentos	114
1.6. Articulações intervertebrais	118
1.7. Modelo completo	120
1.8. Condições de Fronteira	122
Capítulo II – Modelo Numérico 3D De Elementos Finitos Patológico	127
2.1. Introdução	127
2.2. Fractura Compressão-Flexão	127
2.3. Fusão Cervical Anterior e Fusão Cervical Posterior	132
2.3.1. Fusão cervical anterior	132
2.3.2. Fusão cervical posterior.....	140
2.3.3. Fusão Cervical Anterior e Fusão Cervical Posterior	150
Capítulo III – Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo	153
3.1. Introdução	153
3.2. Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos.....	153
3.3. Propriedades Mecânicas dos Constituintes do Modelo Final	157
Capítulo IV – Resultados e Discussão	159
4.1. Introdução	159
4.2. Simulações numéricas efectuadas	159
4.2.1. Simulação numérica da unidade funcional C5-C6 saudável	160
4.2.2. Simulação numérica da unidade funcional C4-C5-C6 saudável e patológica.....	171
4.2.3. Simulação numérica da unidade funcional C4-C5-C6 patológica com instrumentação	188
PARTE III – CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS DE TRABALHO	212
FONTES DE INFORMAÇÃO.....	215

ANEXOS221

Índice de Figuras

Figura 1. Posição anatômica de referência [5].	30
Figura 2. Planos Anatômicos de referência [5][6].	31
Figura 3. Eixo médio- lateral [5].	32
Figura 4. Eixo ântero-posterior [5].	32
Figura 5. Eixo longitudinal [5].	33
Figura 6. Terminologia de Comparação e Inter-relação [5].	34
Figura 7. a) Flexão; b) Extensão; c) Hiperextensão [5].	35
Figura 8. a) Abdução; b) Adução; [5].	35
Figura 9. Rotação direita e esquerda [5].	36
Figura 10. a) Rotação medial; b) Rotação lateral [5].	36
Figura 11. Medidas antropométricas - posição de pé [9].	37
Figura 12. Vista lateral esquerda da coluna vertebral [12].	41
Figura 13. Curvaturas da Coluna Vertebral [11].	43
Figura 14. Vértebra Típica (a) - Vista Superior; (b) - Vista Lateral [12].	45
Figura 15. Atlas - vista superior [12].	46
Figura 16. Áxis - vista ligeiramente posterior e superior [12].	47
Figura 17. Vértebras cervicais em conjunto - vista lateral [12].	47
Figura 18. Vértebra torácica - vista superior [12].	48
Figura 19. Sete vértebras torácicas - vista lateral [12].	49
Figura 20. Vértebra lombar [12].	50
Figura 21. Vértebras Lombares em conjunto - vista lateral [12].	50
Figura 22. Sacro e Cóccix (a) - Vista anterior (b) - Vista posterior [12].	51
Figura 23. Disco IV [12].	52
Figura 24. Núcleo pulposo e anel fibroso que compõem o disco IV [18].	53
Figura 25. Orientação das fibras que compõem o anel fibroso [18].	53
Figura 26. Estruturas que compõem o disco IV [20] – traduzido.	54
Figura 27. Ligamentos da coluna cervical - Vista lateral [11] - traduzido.	56
Figura 28. Ligamentos da região torácica - Vista oblíqua posterior direita [11].	57
Figura 29. Articulações intervertebrais [3].	57
Figura 30. Movimentos entre duas vértebras [3][18].	60
Figura 31. Exemplo de sistema mecanicamente instável [28].	61
Figura 32. Exemplo de duas vértebras cervicais [30].	63

Figura 33. Movimentos típicos da coluna cervical - traduzido [31].	63
Figura 34. Respostas do disco IV a diferentes cargas [23].	65
Figura 35. Classificação de Denis.	69
Figura 36. Compressão-flexão [41].	72
Figura 37. Compressão-vertical [41].	73
Figura 38. Distensão-flexão [41].	73
Figura 39. Compressão-extensão [41].	74
Figura 40. Distensão-extensão [41].	74
Figura 41. Flexão lateral [41].	75
Figura 42. Incisão na parte frontal do pescoço [49].	76
Figura 43. Placas de fixação de 1, 2, 3 e 4 níveis, respectivamente [49].	76
Figura 44. Parafusos com 4.0 mm e 4.5 mm de diâmetro, respectivamente [49].	77
Figura 45. Colocação da placa de fixação (1 nível) [49].	77
Figura 46. Perfuração da vértebra e colocação dos parafusos [49].	78
Figura 47. Fusão cervical anterior [49].	78
Figura 48. Perfuração da vértebra [50].	79
Figura 49. a) Parafuso poliaxial de 3.5 mm de diâmetro; b) Parafuso poliaxial de 4.0 mm de diâmetro; c) Parafuso para ângulos favorecidos; d) Parafuso de cabo liso [50].	80
Figura 50. Parafuso de retenção [50].	80
Figura 51. Barra [50].	80
Figura 52. Inserção do parafuso [50].	81
Figura 53. Inserção da barra [50].	81
Figura 54. Inserção do parafuso de retenção [50].	82
Figura 55. Fusão cervical posterior [50].	82
Figura 56. Processo de discretização de um domínio em subdomínios [54].	84
Figura 57. Diagrama tensão-deformação mostrando deformação linear	88
Figura 58. Modelo material elástico [59].	89
Figura 59. Modelo material elástico [59].	89
Figura 60. Vértebra C5 antes do “amaciamento”.	100
Figura 61. Vértebra C5 após “amaciamento”.	101
Figura 62. Malha de elementos finitos da vértebra C4.	101
Figura 63. Malha de elementos finitos da vértebra C5.	102
Figura 64. Malha de elementos finitos da vértebra C6.	102
Figura 65. Geometria do disco IV entre C4 e C5.	104
Figura 66. Geometria do disco IV entre C5 e C6.	104

Figura 67. Geometria do núcleo pulposo entre as vértebras C4 e C5 (com cor amarela) e do anel fibroso (com cor laranja).	105
Figura 68. Geometria do núcleo pulposo entre as vértebras C5 e C6 (com cor amarela) e do anel fibroso (com cor laranja).	105
Figura 69. Geometria do quadrado (com cor de tijolo) e cortes (com cor preta) ao longo do disco IV (vértebra C5 e C6).....	106
Figura 70. Geometria do quadrado (com cor de tijolo) e cortes (com cor preta) ao longo do disco IV (vértebra C5 e C6).....	106
Figura 71. Malha de elementos finitos do disco IV entre as vértebras C5 e C6.	107
Figura 72. Malha de elementos finitos do disco IV entre as vértebras C4 e C5.	107
Figura 73. Anel fibroso dividido em 8 camadas, com a camada mais externa representada a rosa claro e a camada mais interna a azul-turquesa (vértebra C4 e C5).	108
Figura 74. Anel fibroso dividido em 8 camadas, com a camada mais externa representada a rosa claro e a camada mais interna a azul-turquesa (vértebra C5 e C6).	108
Figura 75. A cor rosa, a primeira camada para as fibras; A cor amarela, pontos para formação das linhas nas arestas; A cor azul, as fibras da primeira camada.	109
Figura 76. Primeira (com cor azul) e segundas (com cor preta) camadas das fibras do anel fibroso.	109
Figura 77. Fibras do anel fibroso da unidade funcional C4-C5.	110
Figura 78. Fibras do anel fibroso da unidade funcional C5-C6.	110
Figura 79. Elementos e nós da camada mais externa de fibras.....	111
Figura 80. Fibras e disco IV antes do deslocamento.....	112
Figura 81. Fibras e disco após o deslocamento.....	112
Figura 82. Malha das placas cartilagosas da unidade funcional C4-C5.	113
Figura 83. Malha das placas cartilagosas da unidade funcional C5-C6.	113
Figura 84. Representação dos ligamentos ALL.	114
Figura 85. Representação dos ligamentos PLL.	115
Figura 86. Representação dos ligamentos SSL.....	115
Figura 87. Representação dos ligamentos ISL (representado a cor preta).....	116
Figura 88. Representação dos ligamentos LF.....	116
Figura 89. Representação dos ligamentos CL.	117
Figura 90. Articulações intervertebrais entre C4-C5.....	119
Figura 91. Articulações intervertebrais entre C5-C6.....	119
Figura 92. Malha do modelo final - vista de cima no plano XY.	120
Figura 93. Malha do modelo final - vista de frente no plano XZ.	121

Figura 94. Malha do modelo final - vista de frente no plano ZX.	121
Figura 95. Malha do modelo final - vista lateral no plano YZ.....	122
Figura 96. “Tie” entre as placas cartilaginosas e a vértebra C6.	123
Figura 97. Restrição do movimento da vértebra C6, em todos os graus de liberdade. .	124
Figura 98. Aplicação da força no nó de referência.	124
Figura 99. Modelo das vértebras C5 (superior) e C6 (inferior) juntamente com o disco IV que se encontra no meio de ambas, sem a aplicação da força de compressão.....	125
Figura 100. Modelo das vértebras C5 (superior) e C6 (inferior) juntamente com o disco IV que se encontra no meio de ambas, após a aplicação da força de compressão.....	125
Figura 101. “Surface to surface” entre as vértebras e as articulações intervertebrais. .	126
Figura 102. Raio X de uma fractura de compressão-flexão, com relevância para o deslizamento da vértebra.	127
Figura 103. Fractura compressão-flexão.	128
Figura 104. Ligamentos PLL com redução da área em 75 %.....	129
Figura 105. Ligamentos PLL sem a redução da área.	130
Figura 106. Rearranjo dos elementos do núcleo entre as vértebras C5 e C6.	131
Figura 107. Deslizamento da vértebra C5.	131
Figura 108. Parafuso 1931-18.	133
Figura 109. Geometria do parafuso.	133
Figura 110. Pormenor da região mais inferior do parafuso.....	134
Figura 111. Pormenor da região mais superior do parafuso.	134
Figura 112. Suavização das estrias.	135
Figura 113. Placa 9236-40.....	135
Figura 114. Placa 9236-40.....	135
Figura 115. Geometria da placa, com o pormenor da curvatura.	136
Figura 116. Geometria da placa.	136
Figura 117. Montagem parafusos na placa de fixação.....	137
Figura 118. Montagem - fusão cervical anterior.....	138
Figura 119. Malha de elementos finitos do parafuso.	139
Figura 120. Malha de elementos finitos da placa.	139
Figura 121. Modelo final - fusão cervical anterior.....	140
Figura 122. Parafuso poliaxial.....	141
Figura 123. Geometria do parafuso.	142
Figura 124. Pormenor da região mais inferior do parafuso.....	143
Figura 125. Pormenor da região superior do parafuso.....	143

Figura 126. Cilindro da região mais superior.	144
Figura 127. Suavização das estrias.	144
Figura 128. Localização dos parafusos na fusão cervical posterior [50].....	145
Figura 129. Parafusos de massa lateral [50]	146
Figura 130. Parafusos de pedículo[50]	146
Figura 131. Montagem- fusão cervical posterior.	147
Figura 132. Malha de elementos finitos do parafuso.	148
Figura 133. “MPC Link” dos parafusos.	149
Figura 134. Modelo final - fusão cervical posterior.	150
Figura 135. Montagem modelo - fusão cervical anterior e fusão cervical posterior	151
Figura 136. Modelo final-fusão cervical anterior e posterior.	152
Figura 137. Nó onde é medido a rotação resultante da aplicação das cargas.....	155
Figura 138. Ângulo de Rotação vs. Momento (Flexão).	156
Figura 139. Ângulo de Rotação vs. Força (compressão) e Momento (flexão)	156
Figura 140. Força vs. Deslocamento - Modelo de carga: Compressão.....	160
Figura 141. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável (mm) - Modelo de carga: Compressão	161
Figura 142. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Compressão	162
Figura 143. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Extensão/Flexão.....	163
Figura 144. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável (mm) - Modelo de carga: Extensão	164
Figura 145. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável (mm) - Modelo de carga: Flexão	164
Figura 146. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Extensão.	165
Figura 147. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão.....	166
Figura 148. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Flexão lateral direita .	167
Figura 149. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável (mm) - Modelo de carga: Flexão lateral direita.....	167
Figura 150. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita.....	168
Figura 151. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Rotação axial esquerda	169

Figura 152. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável (mm) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda	169
Figura 153. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda	170
Figura 154. Força vs. Deslocamento - Modelo de carga: Compressão.	172
Figura 155. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Compressão.	173
Figura 156. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Compressão.	173
Figura 157. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)-Disco entre as vértebras C5-C6).	174
Figura 158. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV patológico (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	174
Figura 159. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Extensão/Flexão.	175
Figura 160. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Extensão.	176
Figura 161. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Extensão.	176
Figura 162. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Flexão.	177
Figura 163. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Flexão.	178
Figura 164. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	179
Figura 165. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV patológico (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	179
Figura 166. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV patológica (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	180
Figura 167. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	180

Figura 168. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Flexão lateral.	181
Figura 169. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Flexão lateral direita.	182
Figura 170. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Flexão lateral direita.	182
Figura 171. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	183
Figura 172. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	183
Figura 173. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Rotação axial.	184
Figura 174. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.	185
Figura 175. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.	185
Figura 176. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	186
Figura 177. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV patológico (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	186
Figura 178. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior - Modelo de carga: Compressão.	189
Figura 179. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão posterior - Modelo de carga: Compressão.	189
Figura 180. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Compressão.	190
Figura 181. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior - Modelo de carga: Extensão.	191
Figura 182. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão posterior - Modelo de carga: Extensão.	192
Figura 183. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Extensão.	192
Figura 184. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior - Modelo de carga: Flexão.	193

Figura 185. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão posterior - Modelo de carga: Flexão.	194
Figura 186. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Flexão.	194
Figura 187. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior - Modelo de carga: Flexão lateral direita.	195
Figura 188. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão posterior - Modelo de carga: Flexão lateral direita.....	196
Figura 189. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Flexão lateral direita.	197
Figura 190. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.	198
Figura 191. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão posterior - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.....	199
Figura 192. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.	200
Figura 193. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	202
Figura 194. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	202
Figura 195. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).....	203
Figura 196. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	203
Figura 197. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	204
Figura 198. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	204

Figura 199. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	205
Figura 200. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	205
Figura 201. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	205
Figura 202. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	206
Figura 203. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).....	206
Figura 204. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	207
Figura 205. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).....	207
Figura 206. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).	208
Figura 207. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).....	208

Índice de Esquemas

Esquema 1. Diferentes regiões da coluna vertebral - adaptado de [12].	39
Esquema 2. Representação da metodologia do MEF- adaptado de [55].	86

Índice de Tabelas

Tabela 1. Estrutura geral de uma vértebra - adaptado de [12][11].	43
Tabela 2. Ligamentos da coluna vertebral - adaptado de [11][22].	55
Tabela 3. Variáveis que potencialmente afectam a coluna cervical - adaptado de [30].	67
Tabela 4. Vantagens e desvantagens da fusão cervical anterior e da fusão cervical posterior [45][46][51].	83
Tabela 5. Características da malha de elementos finitos	111
Tabela 6. Características da malha de elementos finitos	111
Tabela 7. Espessura das fibras.	112
Tabela 8. Características dos ligamentos.	117
Tabela 9. Características da malha de elementos finitos dos ligamentos entre C4-C5.	118
Tabela 10. Características da malha de elementos finitos dos ligamentos entre C5-C6.	118
Tabela 11. Propriedades do modelo – Caso 1	154
Tabela 12. Propriedades do modelo – Caso 2	154
Tabela 13. Propriedades dos componentes do modelo final.	158
Tabela 14. Forças e momentos utilizados no modelo de elementos finitos.	159
Tabela 15. Tensão principal máxima nos ligamentos.	171
Tabela 16. Tensão principal máxima nos ligamentos.	187
Tabela 17. Tensão principal máxima nos ligamentos.	209

Índice de Abreviaturas

- IV- intravertebral
- MEF- método de elementos finitos
- RM- ressonância magnética
- TC - tomografia computadorizada

Índice de Símbolos

C – Módulo de proporcionalidade entre a tensão e extensão

E – Módulo de elasticidade

F – Tensor de deformação

I – Invariante de argumento

N – Número inteiro que controla o número de termos de série

P – Primeiro tensor de Piola-Kirchhoff

Q – Tensor ortogonal qualquer

S – Segundo tensor de Piola-Kirchhoff

U – Tensor diagonal

ρ – Multiplicador de Lagrange

α_p – Constantes adimensionais

λ – Alongamentos principais

μ_p – Módulos de corte

σ – Tensão

σ_i – Tensão principais de Cauchy

Ψ – Função de energia livre de Helmholtz (ou energia de deformação ou energia armazenada)

$\frac{\partial \Psi(F)}{\partial F}$ – Gradiente de Ψ

$^\circ$ – Grau

Glossário de Termos

- Agrecano – é um proteoglicano, ou uma proteína modificada com grandes quantidades de hidratos de carbono.
- Colagénio – proteína de importância fundamental na constituição da matriz extracelular do tecido conjuntivo, sendo responsável por grande parte das suas propriedades físicas.
- Cêndilos occipitais – formação óssea da base do crânio que apresenta forma oval e se articula com a 1ª vértebra cervical.
- Direcção céfalo-caudal – a mesma direcção em que ocorre o desenvolvimento, isto é a partir da cabeça para os pés.
- Doença de Cushing – doença endócrina causada por níveis elevados de glicocorticoides, especialmente cortisol, no sangue. Um dos sintomas é o aumento de peso, com a gordura que se deposita no tronco e no pescoço, preenchendo a região acima da clavícula e a parte detrás do pescoço.
- Elastina – proteína das fibras elásticas do organismo, responsável pela sua elasticidade e resistência;
- Espondilite Anquilosante – doença inflamatória crónica que afecta principalmente as articulações da coluna, que tendem a ser “soldadas” umas às outras, causando uma limitação da mobilidade. O resultado final é uma perda de flexibilidade da coluna vertebral, que se mantém rígida.
- Herniação – formação de uma hérnia.
- Hiperparatiroidismo – doença caracterizada pelo excessivo funcionamento das glândulas paratiróides, levando ao aumento da produção da hormona paratireóidica (PTH).
- Ipsilateral – situado do mesmo lado.
- Junção atlanto-occipital – articulação entre o atlas e o osso occipital, consiste num par de articulações condilóides. E é uma articulação sinovial.
- Meninges – cada uma das três membranas envolventes do eixo nervoso cerebrospinal.
- Parâmetro Morfométricos – refere-se à análise quantitativa da forma, um conceito que engloba o tamanho e a forma.
- Pivô – eixo vertical fixo, à volta do qual gira uma peça móvel.
- Proteoglicanos – são proteínas intracelulares a glicosaminoglicanos (estruturas que possuem um dos açúcares aminados e normalmente sulfatados).

PARTE I – INTRODUÇÃO

- 1. Enquadramento**
- 2. Objectivo**
- 3. Metodologia**
- 4. Estrutura**

PARTE I – INTRODUÇÃO

1. Enquadramento

A coluna cervical é uma das estruturas mais complexas do esqueleto humano. Dada a incidência de lesões nesta região, que podem resultar de traumas ou doenças degenerativas, por vezes, é necessário recorrer a uma abordagem cirúrgica para a manutenção da qualidade de vida do doente. Apesar de já existirem alguns métodos que ajudam os técnicos de saúde a efectuar um diagnóstico, nomeadamente a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM), estas não permitem determinar o estado de tensão nem prever o comportamento da coluna. Desta forma, o tratamento escolhido depende em grande parte da experiência do cirurgião, que procura a melhor solução para cada paciente [1].

No caso de fracturas cervicais, existem actualmente diferentes tipos de tratamentos. Entre estes destacam-se a fusão cervical anterior, a fusão cervical posterior e até a combinação de ambos os tipos de fusão (dupla fusão). No entanto, torna-se muitas vezes complicado para os profissionais de saúde escolher um deste tipo de tratamento.

Assim, o recurso a modelos computacionais no estudo das alterações biomecânicas destes processos é uma ferramenta útil na compreensão dos mecanismos de lesão permitindo uma melhoria do diagnóstico, da prevenção e do próprio tratamento. O método de elementos finitos (MEF) é uma óptima ferramenta para estudar o comportamento biomecânico da coluna cervical, com todos os seus componentes.

Segundo algumas estatísticas as vértebras cervicais mais vulneráveis a lesões são a unidade funcional C5-C6 e o eixo. Em traumas cervicais graves, o arco vertebral é a estrutura que mais vezes é afectada, cerca de 50% em contraste com os 30% do corpo vertebral e o disco intervertebral (IV). As estruturas menos afectadas são os ligamentos, com 16% para os ligamentos posteriores e 2% para os ligamentos anteriores [2].

2. Objectivo

O presente trabalho foi realizado com o objectivo principal de estudar a fusão cervical anterior, a fusão cervical posterior e a dupla fusão como tratamentos para uma fractura de compressão-flexão na região cervical. Com este estudo pretendeu-se assim clarificar qual destes tratamentos apresenta mais vantagens após a sua utilização.

Para além disto, foi ainda analisada a influência de diferentes cargas, nomeadamente, compressão, flexão, extensão, flexão lateral e rotação axial, no deslocamento, rotação e tensões da unidade funcional em estudo.

3. Metodologia

A primeira etapa para a realização desta dissertação incidiu na recolha de informação generalizada sobre a coluna vertebral, visto que este é o tema base para o estudo que se pretende desenvolver. Dada a facilidade em encontrar bibliografia sobre esta informação, a recolha baseou-se essencialmente em livros académicos. Desta forma, obteve-se uma grande quantidade de informação, o que levou a um cruzamento de referências, de modo a validar a informação retirada, tendo em conta a fiabilidade da mesma.

Após esta pesquisa mais generalizada, a investigação prosseguiu com a recolha de informação relativa aos componentes da coluna vertebral, nomeadamente as vértebras e as suas diferentes características regionais, os discos IV, os ligamentos, as articulações intervertebrais e os músculos. Assim sendo, esta pesquisa baseou-se não só em livros académicos mas também em artigos publicados.

De seguida houve a necessidade de uma procura sobre a biomecânica da coluna como um todo com a compreensão dos movimentos realizados por esta. Esta pesquisa baseou-se essencialmente em artigos académicos. Após esta pesquisa e por indicação clínica, iniciou-se uma investigação aprofundada sobre a coluna cervical, desde a sua constituição, biomecânica, lesões que podem ocorrer nesta região, e classificação das fracturas da coluna cervical inferior e possíveis tratamentos, nomeadamente a fusão cervical anterior, a fusão cervical posterior e dupla fusão cervical (fusão cervical anterior e posterior). Para tal a informação derivou maioritariamente de artigos publicados.

Numa etapa seguinte a investigação centralizou-se no método de elementos finitos e nos modelos hiperelásticos, com a recolha de informação em livros, artigos e algumas dissertações.

Relativamente ao trabalho prático efectuado, este é apresentado em 4 capítulos, nomeadamente, a construção do modelo numérico tridimensional (3D) saudável; a construção do modelo patológico com a respectiva instrumentação necessária para a fusão cervical anterior, fusão cervical posterior e a fusão anterior combinada com a fusão posterior; a validação do modelo 3D e por último os resultados e a discussão relativa.

Para terminar apresentam-se algumas conclusões e possíveis trabalhos futuros.

4. Estrutura

A presente dissertação encontra-se estruturada em três partes. Numa primeira parte denominada de introdução é feito o enquadramento temático, definido o objectivo a atingir, descrita a metodologia de abordagem adoptada e a presente estrutura. Na

segunda parte é apresentada toda a revisão bibliográfica necessária à fundamentação da dissertação desenvolvida em 7 capítulos. Na terceira apresenta-se, de forma desenvolvida, toda o trabalho prático efectuado e, numa quarta e última parte tecem-se as considerações finais, como as conclusões que foram possíveis retirar durante o desenvolvimento da presente dissertação e ainda algumas perspectivas de um trabalho futuro.

PARTE II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Capítulo I – Termos Anatômicos e Medidas Antropométricas

Capítulo II – Coluna Vertebral

Capítulo III – Biomecânica da Coluna Vertebral

Capítulo IV – Biomecânica da Coluna Cervical

Capítulo V – Fracturas na Coluna Cervical Inferior e Possíveis Tratamentos

Capítulo VI – Método de Elementos Finitos

Capítulo VII – Modelos Hiperelásticos

PARTE II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Capítulo I – Termos Anatômicos e Medidas Antropométricas

1.1. Introdução

Todo o movimento do corpo, como o acto de sentar, levantar ou correr, envolve o sistema esquelético [3]. A análise dos movimentos depende de uma descrição correcta dos movimentos que constituem cada padrão de movimento [4]. A compreensão destes é determinante numa comunicação eficaz entre médicos e profissionais de saúde. Desta forma, serão apresentados os planos e eixos anatómicos de referência, a terminologia de comparação e inter-relação e os movimentos nos planos e ainda as medidas antropométricas.

1.2. Posição/ Planos/ Eixos Anatômicos de Referência

Os movimentos realizados pelo corpo humano ocorrem através de planos imaginários e em eixos perpendiculares ao movimento; por convenção os movimentos articulares são definidos em relação à posição anatómica de referência. Esta é considerada como sendo a postura de referência utilizada na descrição da posição e movimento relativo entre os segmentos anatómicos do corpo humano. Corresponde a uma postura na qual o corpo se encontra na posição erecta, com os pés ligeiramente separados e os braços suspensos lateralmente, com as palmas das mãos viradas para a frente, como ilustra a figura 1 [5][6].

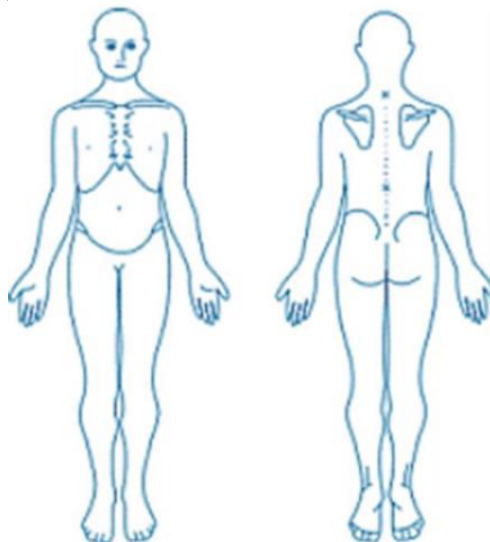


Figura 1. Posição anatómica de referência [5].

Os planos anatómicos de referência, também designados por planos cardinais, dividem o corpo humano em duas metades de igual massa, sendo o ponto comum de intersecção o centro de massa do corpo. Estes são perpendiculares (ortogonais) entre si e estão descritos três tipos:

- Plano Sagital: divide o corpo verticalmente nas suas duas metades: direita e esquerda.
- Plano Frontal ou Coronal: divide o corpo verticalmente nas suas duas metades: anterior e posterior.
- Plano Axial ou Transversal: divide o corpo horizontalmente nas suas duas metades: inferior e superior.

Estes planos encontram-se ilustrados na figura 2 [5][6].

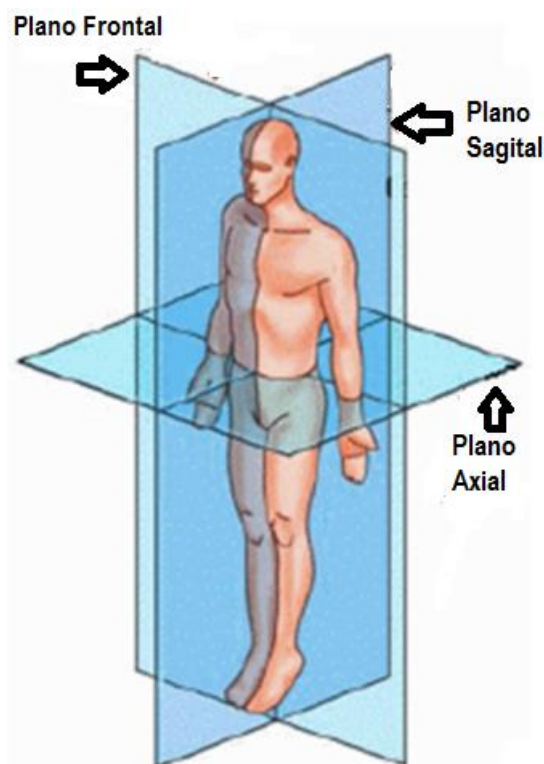


Figura 2. Planos Anatómicos de referência [5][6].

Como já foi referido, o movimento dos segmentos anatómicos do corpo humano ocorre em torno de um eixo de rotação imaginário que passa pela junta à qual esse segmento está ligado. Estes eixos são denominados de eixos de referência, onde cada um está orientado perpendicularmente a um dos planos de referência, existindo portanto 3 eixos:

- Eixo médio-lateral: perpendicular ao plano sagital, definindo os movimentos que ocorrem nesse plano (figura 3) [5][6].



Figura 3. Eixo médio- lateral [5].

- Eixo ântero-posterior: perpendicular ao plano frontal, definindo os movimentos que ocorrem nesse plano (figura 4) [5][6].

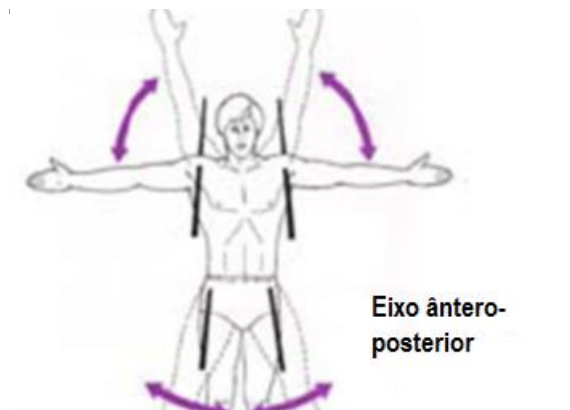


Figura 4. Eixo ântero-posterior [5].

- Eixo longitudinal: perpendicular ao plano transversal, definindo os movimentos que ocorrem nesse plano (figura 5) [5][6].

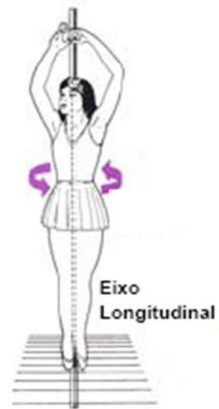


Figura 5. Eixo longitudinal [5].

1.3. Terminologia de Comparação e Inter-relação

Esta terminologia é usada para relacionar a posição entre segmentos anatómicos e entre estes segmentos e objectos externos.

Existem vários termos pertencentes a esta terminologia que são apresentados de seguida.

- Superior: que está mais próximo da cabeça. (ex: o coração está superior ao estômago).
- Inferior: que está mais afastado da cabeça (ex: o tronco está inferior ao pescoço).
- Anterior: que está mais à frente (ex: a rótula está anterior ao joelho).
- Posterior: que está mais atrás (ex: a omoplata está posterior à clavícula).
- Medial: que está mais próximo do meio (ex: o dedo grande do pé é medial face aos restantes).
- Lateral: que está mais afastado do meio (ex: o polegar está no lado lateral da mão).
- Proximal: que está mais próximo do tronco (ex: o joelho é proximal face ao tornozelo).
- Distal: que está mais afastado do tronco (ex: o pulso é distal face ao cotovelo).
- Superficial: que está mais próximo da superfície (ex: a pele é superficial aos músculos).
- Profundo: que está mais afastado da superfície (ex: os pulmões estão mais profundos que as costelas).

Estas terminologias encontram-se representadas na figura 6 [5][6].



Figura 6. Terminologia de Comparação e Inter-relação [5].

1.4. Movimentos nos Planos Anatômicos de Referência

Os três principais movimentos que ocorrem no plano de sagital são designados por:

- Flexão: é o movimento que implica uma rotação no plano sagital na direcção anterior dos segmentos anatómicos da cabeça, tronco, braço e antebraço, mão e anca e numa direcção posterior para o segmento da perna (figura 7. a)).
- Extensão: é o movimento que retorna um segmento anatómico flectido à sua posição de referência (figura 7. b)).
- Hiperextensão: é definido como uma extensão para além da posição anatómica de referência (figura 7. c)) [5][6].

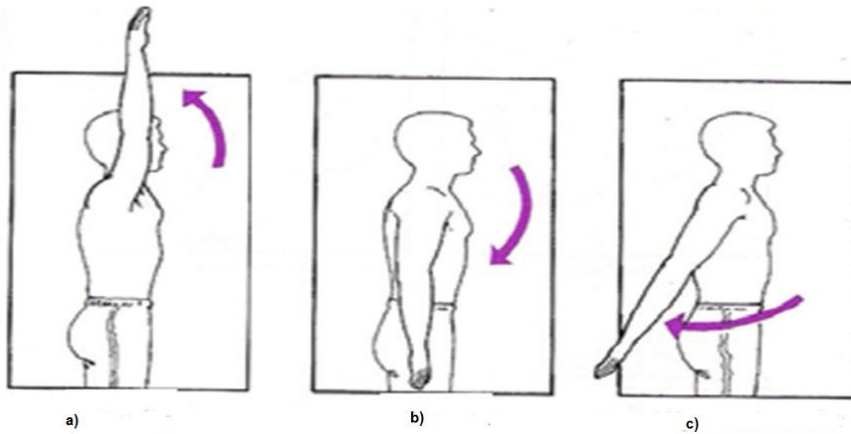


Figura 7. a) Flexão; b) Extensão; c) Hiperextensão [5].

Os movimentos mais importantes no plano frontal são dois e são designados de abdução e adução.

- Abdução: é o movimento no qual um dado segmento anatómico se move para lá da linha média do corpo (figura 8. a)).
- Adução: é o movimento oposto, isto é, aquele que retorna o segmento anatómico para junto da linha média do corpo (figura 8. b)) [5][6].

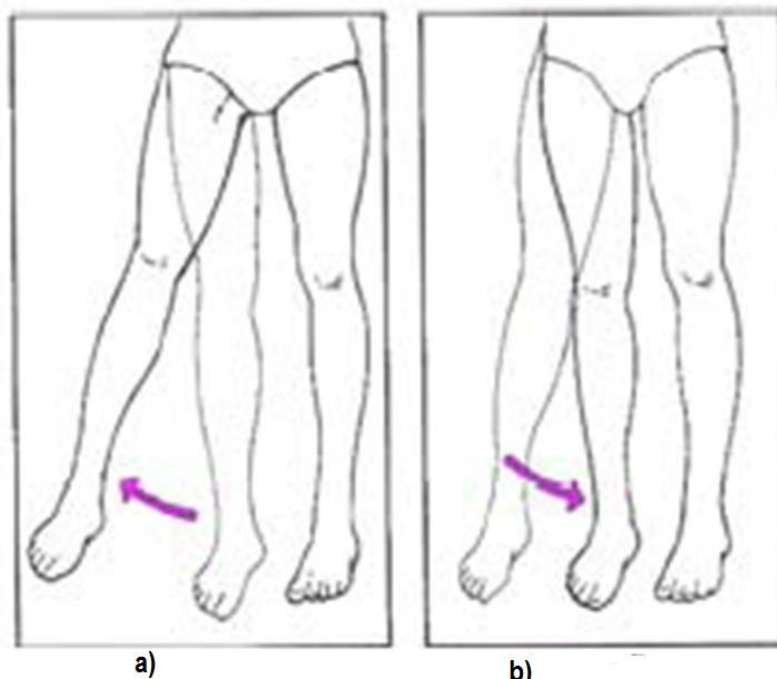


Figura 8. a) Abdução; b) Adução; [5].

Os movimentos no plano transversal são na sua maioria movimentos de rotação em torno do eixo longitudinal dos segmentos anatómicos. Estes podem ser:

- Rotação direita e esquerda: são termos utilizados para descrever o movimento no plano transversal da cabeça, pescoço e tronco (figura 9) [5][6].



Figura 9. Rotação direita e esquerda [5].

- Rotação média e lateral: são termos utilizados para descrever o movimento da perna e do braço como um todo. Medial no sentido da linha média do corpo e lateral no sentido oposto (figura 10) [5][6].



Figura 10. a) Rotação medial; b) Rotação lateral [5].

1.5. Medidas Antropométricas

A antropometria é o conjunto de técnicas utilizadas para medir o corpo humano ou as suas partes [7].

A antropometria divide-se em cinco áreas distintas:

- Somatometria: consiste na avaliação das dimensões corporais do indivíduo;
- Cefalometria: ocupa-se do estudo das medidas da cabeça do indivíduo;
- Osteometria: tem como finalidade o estudo dos ossos cranianos;

- Pelvimetria: ocupa-se das medidas pélvicas;
- Odontometria: estuda e avalia o tamanho, peso e as proporções do corpo humano, através de medidas de rápida e fácil realização, não necessitando de equipamentos sofisticados e de alto custo [8].

A figura 11 representa na posição de pé, os pontos de medição do corpo humano.

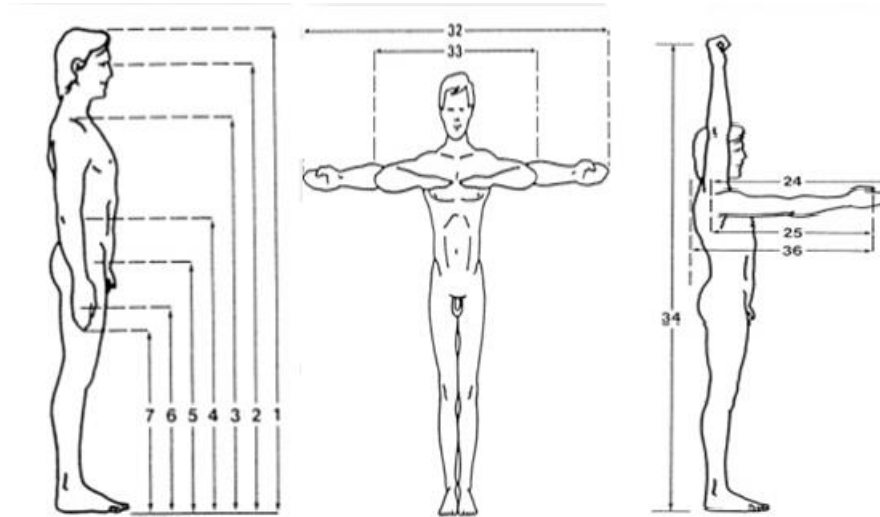


Figura 11. Medidas antropométricas - posição de pé [9].

Os números ilustrados na figura 11 possuem diferentes significados:

1. Estatura: distância vertical do solo até ao vértex;
2. Altura dos olhos: distância vertical do solo até ao canto externo do olho;
3. Altura do ombro: distância do solo até ao acrómio;
4. Altura do cotovelo: distância vertical do solo até à base do cotovelo;
5. Altura da anca: distância vertical do solo até ao grande trocânter;
6. Altura das articulações dos dedos: distância vertical do solo até ao terceiro metacarpo;
7. Altura até à extremidade dos dedos: distância vertical do solo até à extremidade do dedo médio;
24. Comprimento do membro superior: distância do acrómio até à extremidade do dedo médio, com o cotovelo e punho direitos;
25. Comprimento ombro-punho: distância do acrómio até ao centro de um objecto apertado com a mão com o cotovelo e punho direitos;
32. Envergadura: distância horizontal máxima entre as extremidades do dedo médio quando ambos os braços estão esticados;

33. Distância entre as extremidades dos cotovelos: distância entre as extremidades dos cotovelos quando os membros superiores estão esticados lateralmente;
34. 36. Zona de Prensão: na dimensão 34, o braço é levantado verticalmente acima da cabeça e a medição é feita a partir do solo. Na dimensão 36, o braço está levantado horizontalmente para a frente ao nível do ombro e a medida é retirada ao nível das omoplatas [9][10].

Capítulo II – Coluna Vertebral

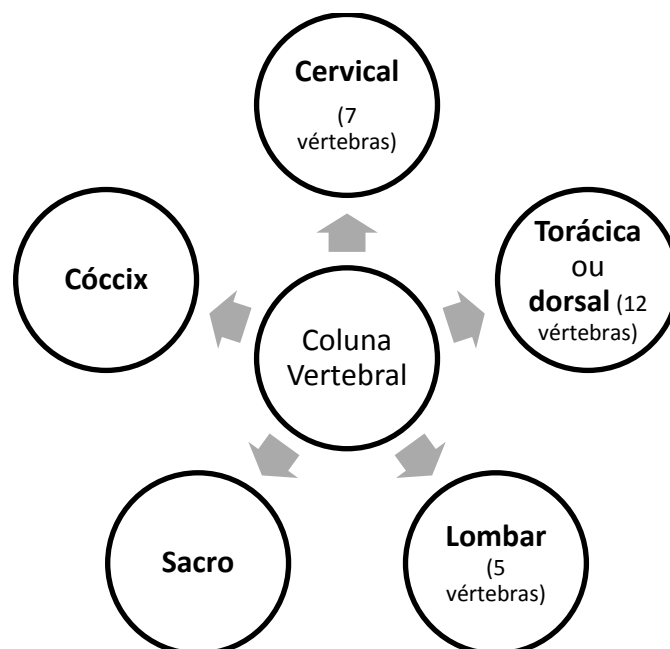
2.1. Introdução

Neste capítulo será abordada a coluna vertebral como um todo, nomeadamente a sua descrição geral, características, funções e ainda as curvaturas da coluna. Para além disto é ainda feita uma revisão dos constituintes da coluna vertebral, nomeadamente as vértebras, onde se aborda a sua estrutura, funções e características destas nas diferentes regiões da coluna vertebral; os discos IV, os ligamentos, as articulações intervertebrais e os músculos.

2.2. Descrição, Características e Funções da Coluna Vertebral

A coluna vertebral, também denominada de ráquis, espinha ou espinha dorsal, estende-se desde o crânio até ao ápice do cóccix formando assim o esqueleto do pescoço e dorso e a parte principal do esqueleto axial (os ossos articulados do crânio, coluna vertebral, costelas e esterno). Normalmente, a coluna vertebral nos adultos mede 72 a 75 cm de comprimento, dos quais aproximadamente um quarto é formado por discos IV fibrocartilagíneos, que separam e mantêm articuladas as vértebras [11].

A coluna vertebral de um adulto consiste tipicamente em vinte e seis vértebras dispostas em cinco regiões distintas de acordo com o esquema 1:



Esquema 1. Diferentes regiões da coluna vertebral - adaptado de [12].

No caso do embrião em desenvolvimento contabiliza-se cerca de trinta e três vértebras; este facto resulta da existência de cinco vértebras (ou segmentos) sagradas que se fundem formando um só osso, o sacro, e ainda as quatro vértebras (ou segmentos) coccígeas que também se fundem habitualmente num único osso, o cóccix [12]. Assim, as estruturas vertebrais pertencentes às três regiões superiores da coluna designam-se de vértebras típicas ou verdadeiras, por serem independentes e distintas ao longo da vida. As restantes, o Sacro e o Cóccix, são vértebras atípicas ou soldadas dado que sofreram uma alteração de forma ao longo do seu desenvolvimento [13][14]. A localização de cada uma destas regiões, tal como de alguns elementos aí presentes, encontra-se ilustrada na figura 12.



Figura 12. Vista lateral esquerda da coluna vertebral [12].

As vértebras são gradualmente maiores à medida que a coluna vertebral desce em direcção ao sacro, tornando-se depois progressivamente menores do sacro em direcção ao ápice do cóccix. Estas diferenças estruturais estão relacionadas com o facto de as vértebras sucessivas suportarem quantidades crescentes do peso do corpo à medida que a coluna desce, até que este seja transferido para a bacia do membro inferior nas articulações sacroilíacas [11][14]. A coluna vertebral é flexível porque é composta, como já foi referido, por muitos ossos relativamente pequenos – as vértebras – que são separadas pelos discos IV. As vinte e quatro vértebras cervicais, torácicas e lombares

também possuem articulações sinoviais que facilitam e controlam a flexibilidade da coluna vertebral. Embora o movimento entre duas vértebras adjacentes seja pequeno, unindo as vértebras e os discos IV forma-se uma coluna que é extraordinariamente flexível ainda que necessariamente rígida e protectora da medula espinal e os seus constituintes adjacentes. A forma e resistência das vértebras e discos IV, ligamentos e músculos fornecem estabilidade para a coluna vertebral [11].

Assim, entre as principais funções desempenhadas pela coluna vertebral, destacam-se a protecção da medula espinal, da qual emergem os nervos raquidianos, o suporte do peso da cabeça e do tronco e o fornecimento de um eixo parcialmente rígido e flexível para o corpo e um pivô para a cabeça; sendo assim, a coluna exerce um papel importante na postura e locomoção, permitindo o movimento de um lugar para outro e constitui ainda um local de inserção muscular e um ponto de articulação das costelas e da cintura [12].

A coluna vertebral nos adultos possui quatro curvaturas principais: cervical, torácica, lombar e sacral. Estas curvaturas fornecem um suporte flexível (resiliência à absorção de choque) para o corpo [11].

Duas das curvaturas aparecem durante o desenvolvimento embrionário e reflectem a forma de C do embrião e do feto no útero. As restantes são formadas após o nascimento.

Uma delas é formada durante os primeiros meses de vida, e resulta do desenvolvimento de uma curvatura secundária no pescoço, com orientação anteriormente convexa. Esta curvatura é resultado do movimento de levantar da cabeça. Mais tarde quando a criança aprende a sentar-se e depois a andar, a porção lombar da coluna torna-se também convexa para diante [12].

Deste modo, é possível observar em relação à região anterior do corpo duas curvaturas convexas, nas regiões cervical e lombar e duas curvaturas côncavas nas regiões torácicas e sagrada [15].

A figura 13 ilustra o desenvolvimento das curvaturas da coluna vertebral desde a vida fetal até à fase adulta.

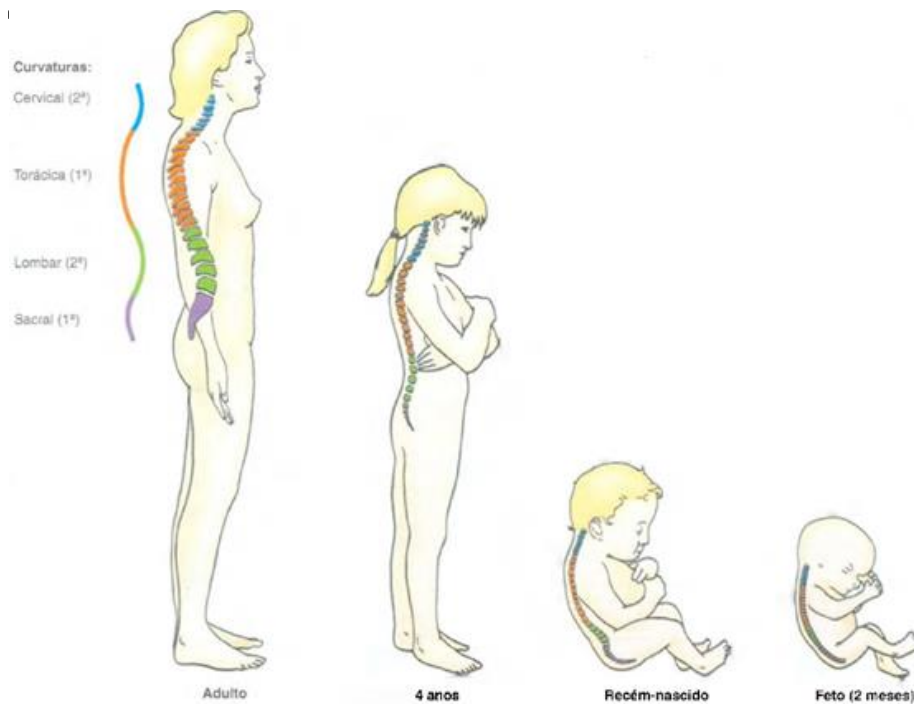


Figura 13. Curvaturas da Coluna Vertebral [11].

2.3. Vértebras

2.3.1. Estrutura e Função das Vértebras

As vértebras são os elementos ósseos da coluna vertebral e apresentam, de um modo geral, um conjunto de características comuns - vértebras isólogas [13].

As vértebras típicas consistem essencialmente em três partes: o corpo vertebral, um arco vertebral e sete apófises (duas articulares superiores e duas inferiores, duas transversas e uma espinhosa) [11].

Na tabela 1 é apresentada uma descrição sumária de cada uma das estruturas que constituem as vértebras típicas, sendo a figura 14 uma ilustração da disposição destas estruturas na vértebra.

Tabela 1. Estrutura geral de uma vértebra - adaptado de [12][11].

Estrutura	Descrição
Corpo Vertebral	Com a forma de cilindro, é a parte anterior mais maciça do osso, que dá resistência à coluna vertebral e suporta o peso; é habitualmente a parte com maiores dimensões, com superfícies achatadas que se orientam superior e inferiormente; forma a parede anterior do buraco vertebral; os discos IV localizam-se entre os corpos.

Buraco Vertebral (Forame Vertebral)	Buraco em cada vértebra pelo qual passa a medula espinal; os buracos vertebrais adjacentes formam o canal vertebral; a sucessão de forames vertebrais na coluna articulada forma o canal vertebral, que contém a medula espinal, meninges, gordura, raízes dos nervos espinais e vasos que são protegidos pelos arcos vertebrais e os corpos das vértebras.
Arco vertebral	Projecta-se posteriormente a partir do corpo e pode dividir-se em metade direita e esquerda, em que cada metade tem duas partes, o pedículo e a lâmina. Forma as paredes laterais e posteriores do buraco vertebral; tem diversas apófises e superfícies articulares.
Pedículos (pé)	Um de cada lado, formando a raiz do arco; formam a parede lateral do buraco vertebral.
Lâminas (placa fina)	Parte posterior do arco; formam a parede posterior do buraco vertebral.
Apófises transversas	Apófises que se dirigem lateralmente a partir da junção da lâmina com o pedículo; local de inserção muscular e de ligamentos.
Apófise espinhosa	Apófise que apresenta a forma de uma espinha, ímpar e mediana; dirige-se posteriormente a partir da junção das duas lâminas; local de inserção muscular e de ligamentos; reforça a coluna vertebral, permitindo-lhe movimento; podem ser observadas e sentidas como séries de saliências que descem ao longo da linha mediana do dorso.
Apófises articulares	Apófises superiores e inferiores que apresentam facetas articulares, através das quais as vértebras articulam entre si; a sua sobreposição aumenta a resistência da coluna vertebral e permite os seus movimentos.

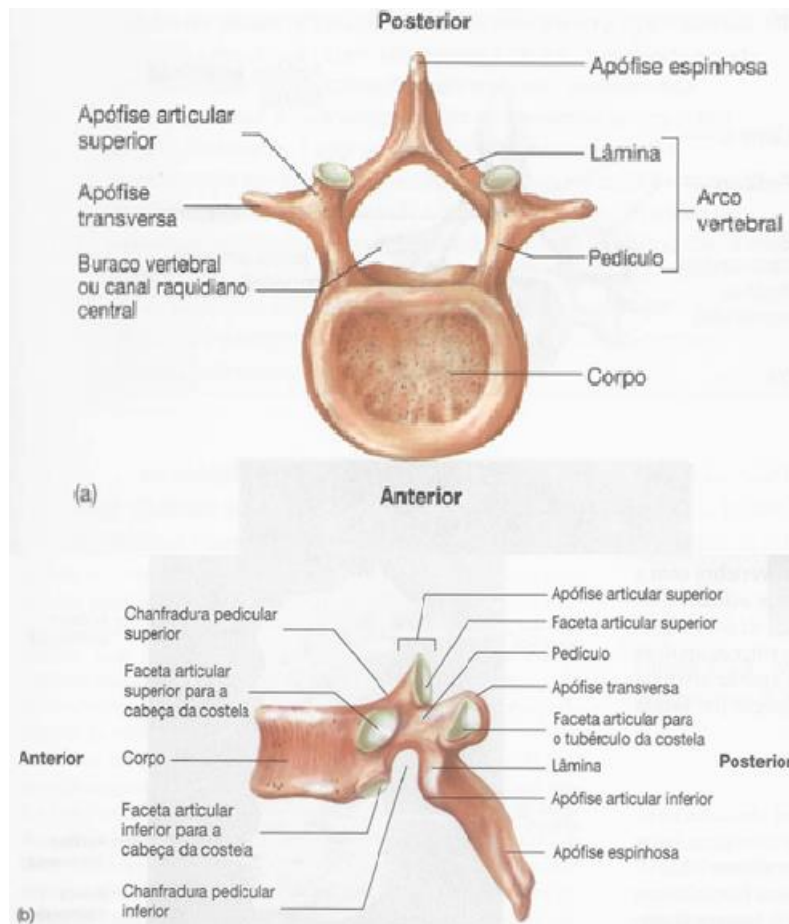


Figura 14. Vértebra Típica (a) - Vista Superior; (b) - Vista Lateral [12].

A nível estrutural, as vértebras são compostas por dois tipos de tecidos ósseos: cortical, tecido mais rígido e compacto que usualmente se encontra na superfície dos ossos, e trabecular, uma estrutura reticular porosa que confere maior flexibilidade e resiliência à estrutura óssea. No que diz respeito à sua distribuição ao longo da vértebra, o corpo vertebral é composto, maioritariamente, por osso trabecular coberto por uma fina camada de osso cortical e na região do arco vertebral a camada de osso compacto é mais espessa. A nível do corpo vertebral, a fina camada é perfurada por diversos orifícios de diferentes tamanhos para a passagem de vasos sanguíneos. O interior do osso compacto é, deste modo, atravessado por um ou dois canais, para a recepção de veias que, por sua vez, convergem para um único orifício na parte posterior do corpo vertebral. As lamelas do osso trabecular são mais pronunciadas segundo linhas perpendiculares às superfícies superior e inferior do corpo. O seu desenvolvimento é feito na direcção de maior solicitação mecânica do osso [16].

2.3.2. Características Regionais das Vértexas

As vértebras nas diferentes regiões da coluna vertebral apresentam algumas modificações das vértebras típicas. Em cada região podem ser normalmente identificadas por causa de alguma característica, por exemplo as vértebras cervicais são caracterizadas pela presença de forames nas suas apófises transversas. Além disso, algumas vértebras individuais possuem características distintas (por exemplo, a vértebra C7, possui uma longa apófise espinhosa, não bífida, que forma uma proeminência sob a pele, especialmente quando o pescoço está flectido) [11].

2.3.2.1. Vértebras Cervicais

As vértebras cervicais formam o esqueleto ósseo do pescoço. Estas vértebras são ossos relativamente pequenos e suportam menos peso do que as vértebras inferiores a elas. As características mais evidentes de cada vértebra cervical são a presença de apófises espinhosas parcialmente bífidas e o buraco transversário (existente apenas neste tipo de vértebras) em cada apófise transversa, pelos quais as artérias vertebrais atingem o interior da cavidade craniana. Estes buracos são menores em C7 do que aqueles existentes em outras vértebras cervicais. Ocasionalmente estes buracos estão ausentes [11][12].

A primeira vértebra cervical (C1) chama-se atlas (figura 15). Esta não possui corpo vertebral nem apófise espinhosa, mas tem grandes facetas articulares superiores onde se reúne com os côndilos occipitais na base do crânio. Esta articulação permite realizar o movimento de afirmação com a cabeça [12]; é a mais larga das vértebras cervicais.

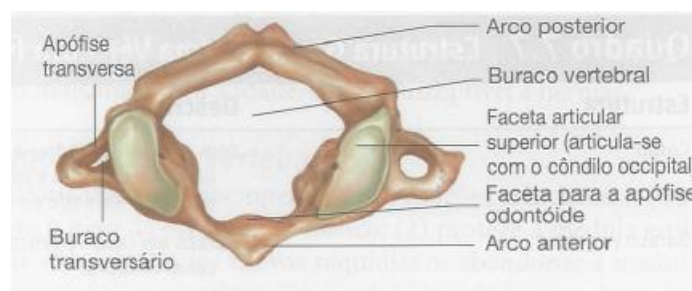


Figura 15. Atlas - vista superior [12].

A segunda vértebra cervical (C2) é denominada de áxis e permite um movimento de rotação correspondente à negação (figura 16). Esta possui na parte superior do seu pequeno corpo vertebral uma apófise altamente modificada que se designa apófise odontóide ou dente do áxis. O dente adapta-se ao contorno do buraco vertebral alargado do atlas, o qual roda em torno desta apófise [12].

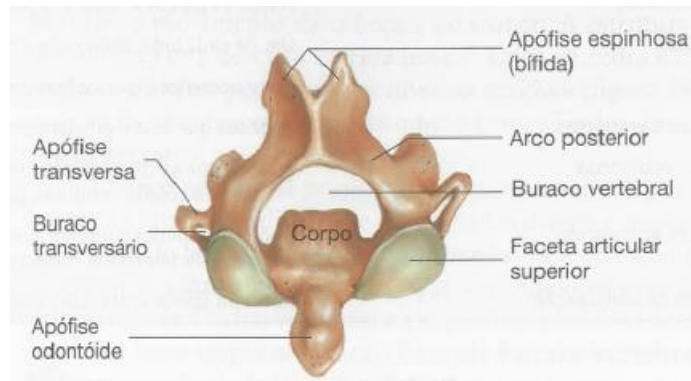


Figura 16. Áxis - vista ligeiramente posterior e superior [12].

A coluna cervical pode ser subdividida em duas partes: a superior, composta pelas duas primeiras vértebras, C1 e C2 e a inferior composta pelas restantes vértebras de C3 a C7 (figura 17).

C1 e C2 são vértebras cervicais atípicas, porque parte do corpo de C1 é transferida para C2. A parte do corpo que permanece com C1 é representada pelo arco anterior de C1. A parte do corpo de C1 que foi transferida para C2 torna-se o dente, funcionando como pivô em torno do qual C1 (que sustenta a cabeça) gira. Por último, as vértebras da região inferior da coluna cervical são todas típicas [11].

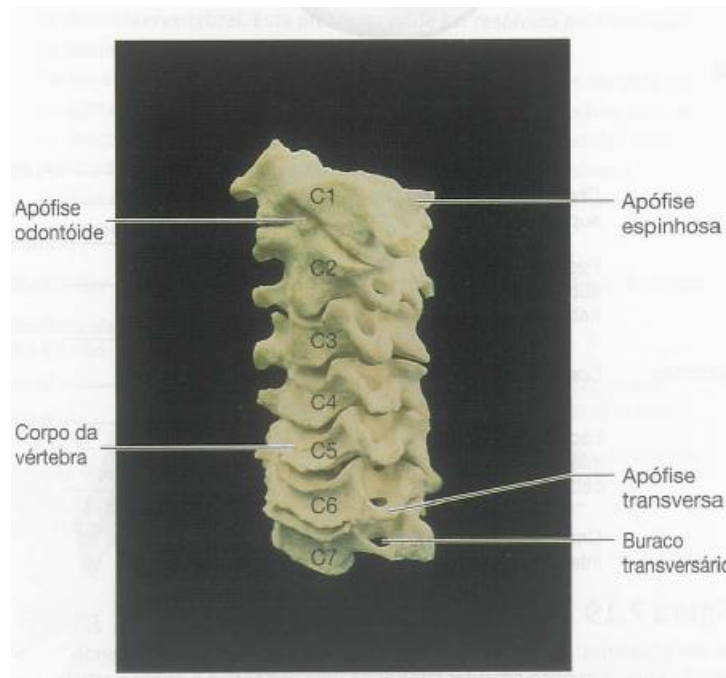


Figura 17. Vértebras cervicais em conjunto - vista lateral [12].

2.3.2.2. Vértex Torácicas

As vértebras torácicas têm apófises espinhosas longas e finas que se dirigem para baixo, e apófises transversas relativamente compridas. As primeiras 10 vértebras torácicas têm nas suas apófises transversas facetas articulares pelas quais se articulam com as tuberosidades das costelas. Há ainda nos bordos superior e inferior do corpo facetas adicionais onde se articulam as cabeças das costelas. A cabeça da maioria das costelas articula-se com a faceta articular inferior de uma vértebra e com a faceta articular superior da vértebra imediatamente abaixo [12].

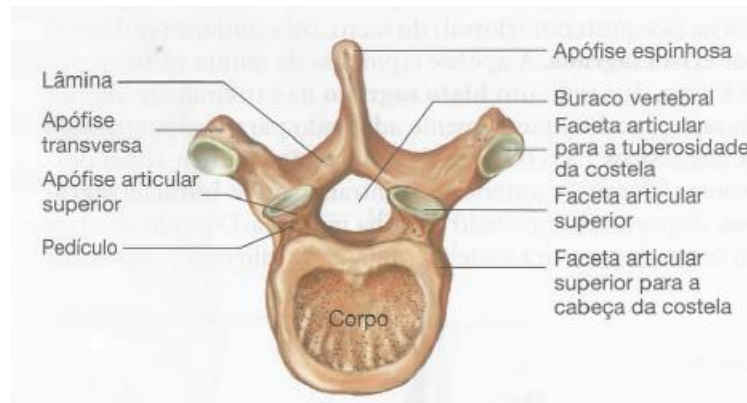


Figura 18. Vértebra torácica - vista superior [12].

As vértebras de T1 até T4 possuem algumas características das vértebras cervicais. T1 é atípica porque possui uma apófise espinhosa longa, quase horizontal. As vértebras T9 e T12 são também atípicas porque possuem tubérculos semelhantes às apófises acessórias das vértebras lombares.

As quatro vértebras torácicas médias são típicas em que o contorno dos seus corpos vertebrais, vistos a partir da face superior, tem a forma de um coração e os buracos vertebrais são circulares [11].

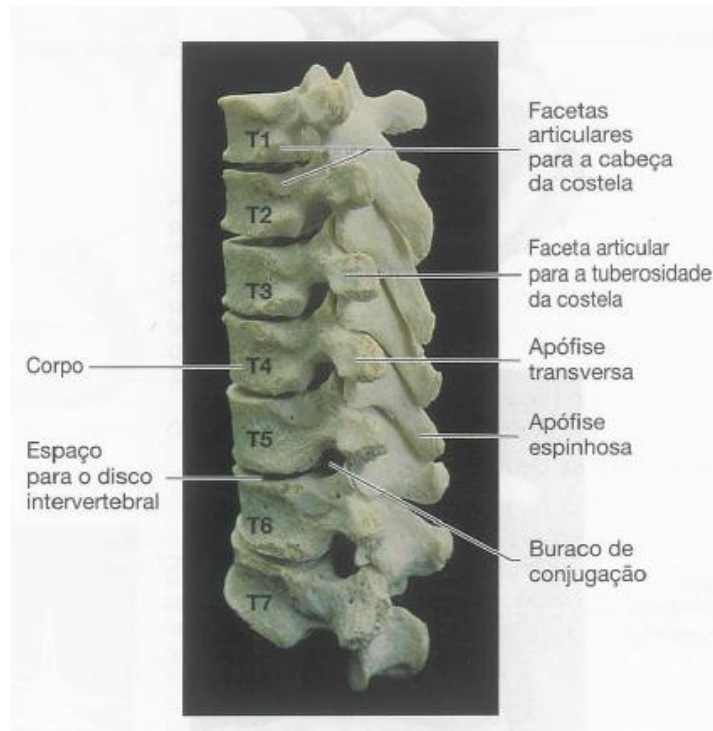


Figura 19. Sete vértebras torácicas - vista lateral [12].

2.3.2.3. Vértebras Lombares

As vértebras lombares estão na parte inferior do dorso entre o tórax e o sacro. Estas vértebras têm corpos vertebrais largos e espessos e apófises transversas e espinhosas fortes e rectangulares. As apófises articulares superiores estão viradas para a linha mediana, uma para a outra, e as apófises articulares inferiores voltadas para fora.

Quando a superfície articular superior de uma vértebra lombar articula-se com a superfície articular inferior de outra vértebra lombar, estas tomam uma disposição que aumenta a resistência mecânica da parte inferior da coluna vertebral e limita a rotação das vértebras lombares (figura 20) [12].

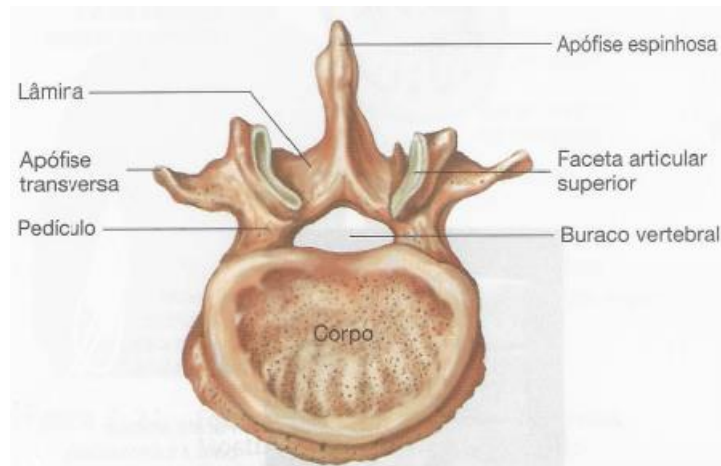


Figura 20. Vértebra lombar [12].

Estas vértebras têm corpos vertebrais maciços porque o peso que suportam aumenta em direcção à extremidade inferior da coluna vertebral. A maior de todas as vértebras móveis é a quinta vértebra lombar, L5, que sustenta o peso de toda a parte superior do corpo [11].

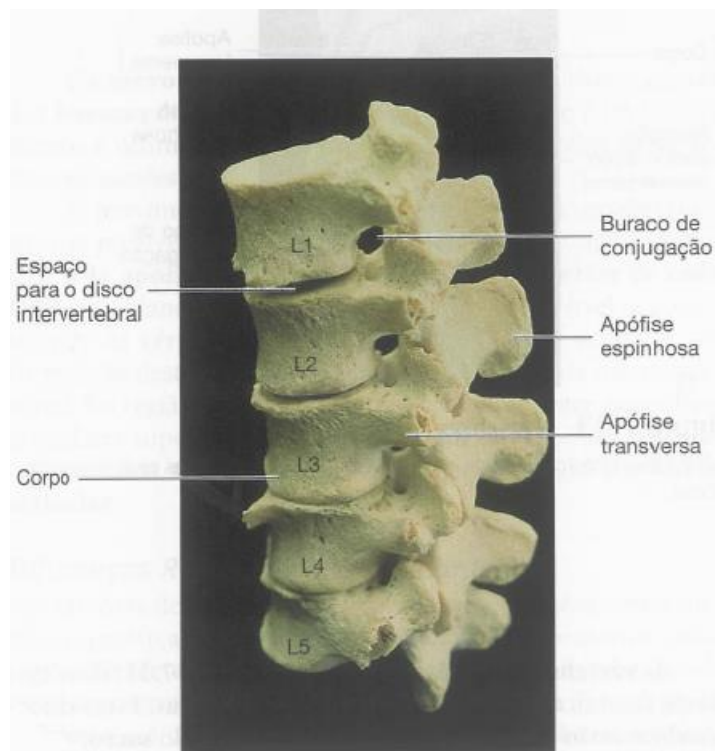


Figura 21. Vértebras Lombares em conjunto - vista lateral [12].

2.3.2.4. Vértebras sagradas/ Sacro

Estas vértebras têm características morfológicas únicas. As cinco vértebras, de S1 a S5 estão fundidas num único osso chamado sacro. As apófises transversas das vértebras sagradas fundem-se para formar as asas do sacro que ligam o sacro aos ossos

pélvicos. As apófises espinhosas das primeiras quatro vértebras sagradas fundem-se parcialmente para formar saliências, localizadas na face posterior do sacro, cujo conjunto se designa por crista sagrada. A apófise espinhosa da quinta vértebra não se forma, deixando um hiato sagrado na extremidade inferior do sacro, local frequentemente adoptado para a administração de anestésicos. Os buracos de conjugação dividem-se em posteriores e anteriores; os buracos sagrados estão dispostos de cada lado da linha mediana. O bordo anterior do corpo da primeira vértebra sagrada faz saliência para formar o promontório sagrado, ponto de referência que separa a cavidade abdominal da cavidade pélvica (figura 22) [12].

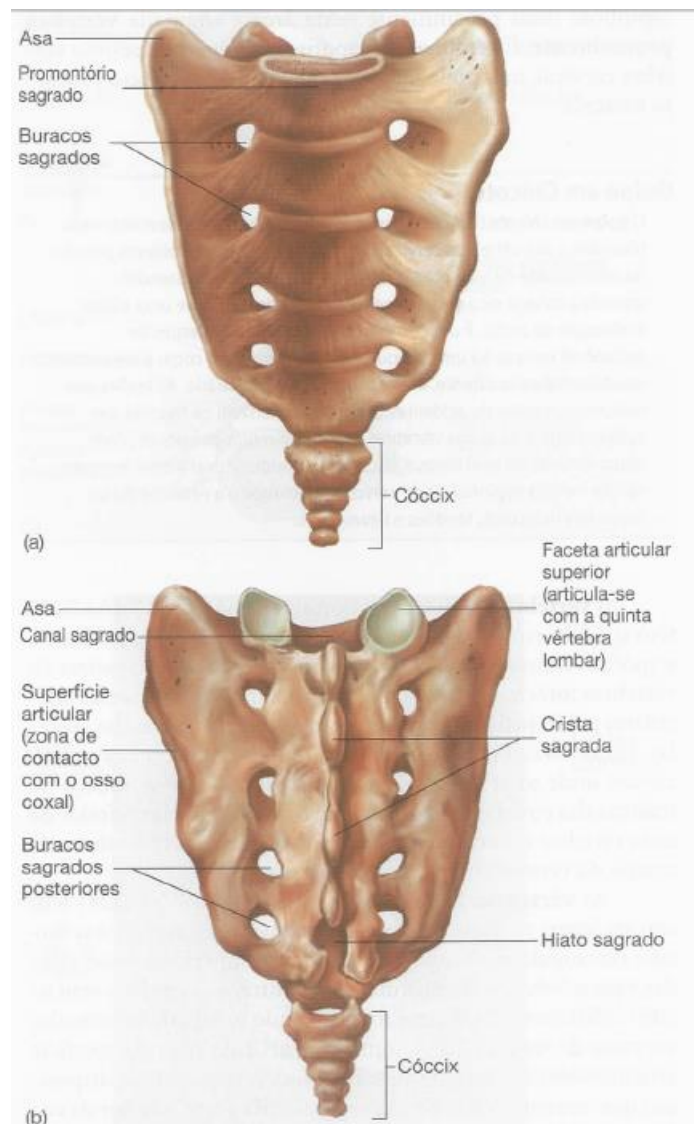


Figura 22. Sacro e Cócix (a) - Vista anterior (b) - Vista posterior [12].

2.3.2.5. Vértex Coccígeas/Cóccix

É a porção mais inferior da coluna vertebral e consiste habitualmente em três a cinco vértebras mais ou menos fundidas que formam um triângulo com vértice orientado inferiormente (figura 22). Estas vértebras são de tamanho muito reduzido, em comparação com outras vértebras; e não possuem buracos vertebrais nem apófises bem desenvolvidas [12]. O cóccix não participa com as outras vértebras no suporte do peso do corpo, mas fornece fixações para alguns músculos [11].

2.4. Discos IV

As faces articulares das vértebras adjacentes são conectadas pelos discos intervertebrais e ligamentos. Os discos intervertebrais (figura 23) têm várias funções desde proporcionarem fixações resistentes entre os corpos vertebrais, actuarem como amortecedores do choque, proporcionarem um suporte adicional, evitarem que os corpos vertebrais façam atrito uns contra os outros e ainda as suas formas variadas produzem as curvaturas secundárias da coluna vertebral [11][12].

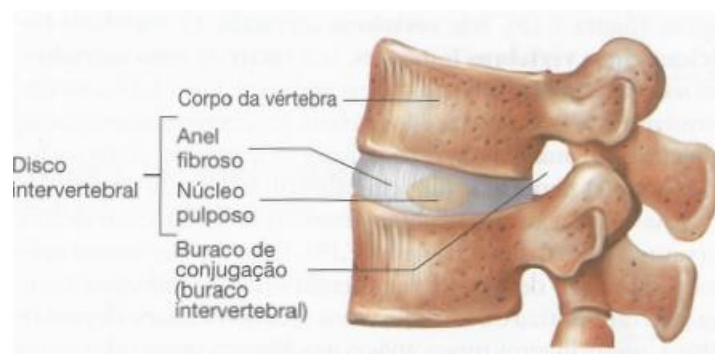


Figura 23. Disco IV [12].

Os discos IV são estruturas complexas, subdivididas em três regiões:

- Uma massa central gelatinosa - o núcleo pulposos [11]. Este é constituído por fibras de colagénio (distribuídas aleatoriamente) e de elastina (dispostas radialmente) que se encontram envoltas numa matriz de agregano. Esta matriz encontra-se altamente hidratada, sendo o conteúdo de água presente neste núcleo na ordem de 70 a 90%. Nesta região existe um baixo conteúdo de fibras de colagénio tipo I. Tem como principal função absorver forças e funciona como eixo vertical de movimento entre duas vértebras [17][12]. Este núcleo é avascular

recebendo a sua nutrição por difusão a partir dos vasos sanguíneos situados na periferia do anel fibroso e do corpo vertebral [11].

- Uma parte fibrosa externa - o anel fibroso - composto de lamelas concêntricas de fibrocartilagem que rodeiam o núcleo pulposo [11]. Estas lamelas são constituídas por um conjunto de fibras de colagénio organizadas paralelamente entre si e dispostas com direcção alternada e obliquamente aos corpos vertebrais com um ângulo de 30° entre elas (figura 25). Este anel é ainda constituído por fibras de elastina que passam radialmente entre as lamelas e têm várias funções como por exemplo ajudar o disco a retomar a sua posição inicial. No que diz respeito às fibras de colagénio aqui presentes são predominantemente do tipo I e II [17]. Têm como funções estabilizar os corpos adjacentes e permitir o movimento entre os corpos vertebrais; actua também como ligamento acessório, retém o núcleo pulposo na sua posição e funciona como amortecedor de forças [3].

O núcleo pulposo e o anel fibroso encontram-se ilustrados na figura 24.

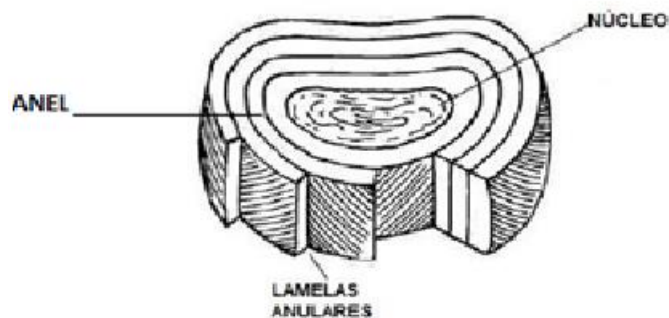


Figura 24. Núcleo pulposo e anel fibroso que compõem o disco IV [18].

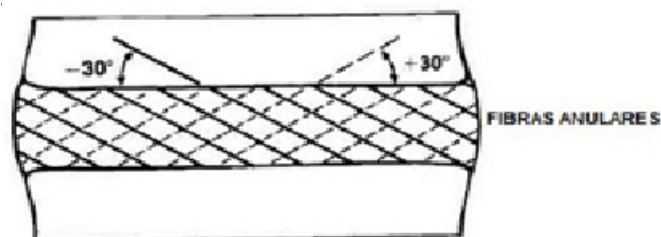


Figura 25. Orientação das fibras que compõem o anel fibroso [18].

- Plataforma do disco ou placas terminais - separa o disco da respectiva vértebra superior e inferior e cobre todo o núcleo, mas na periferia não cobre toda a

extensão do anel fibroso. Tem aproximadamente uma espessura entre 0.6 e 1mm [3][18][19].

A figura 26 ilustra os três componentes do disco IV, onde a plataforma do disco se encontra representada a amarelo.

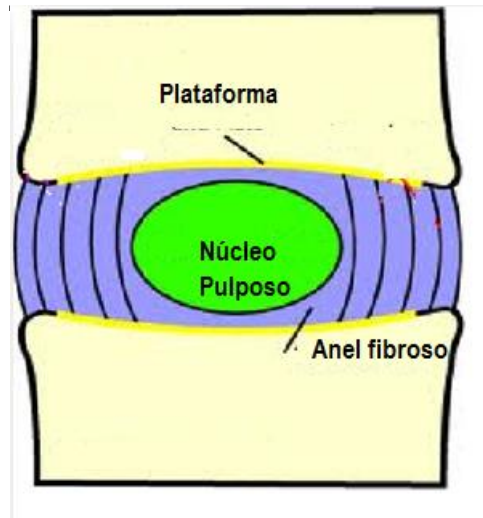


Figura 26. Estruturas que compõem o disco IV [20] – traduzido.

Os três principais componentes do disco são a água, as fibras de colagénio e os agrecanos, dos quais se destacam os proteoglicanos. As proporções e organização destes elementos ao longo do disco variam, sendo o modo como esta estrutura desempenha a sua função de suporte e transmissão de cargas influenciado pela sua composição. A composição dos discos varia também com a idade, existindo uma diminuição da quantidade de agrecanos e água, e aumento da proporção de colagénio com a mesma [17]. Deste modo, os discos vão sendo comprimidos ao longo do tempo e a distância entre as vértebras diminui, onde a altura total do indivíduo diminui, tornando-se o anel fibroso mais fraco e susceptível à herniação do núcleo pulposo [12][21].

Não existe disco IV entre as vértebras C1 e C2. O disco funcional mais inferior está localizado entre as vértebras L5 e S1. Os discos variam em espessura nas diferentes regiões sendo mais grossos na região lombar e mais finos na região torácica superior. Os discos são também mais grossos anteriormente na região cervical e lombar e de espessura mais uniforme na região torácica [11].

2.5. Ligamentos

Os ligamentos são estruturas uniaxiais que carregam cargas nas direcções em que as fibras se encontram. Assim, podem ser comparados a cabos que resistem às forças de tracção, mas que encurvam quando submetidos à compressão [18].

As principais funções dos ligamentos são:

- Proteger a medula espinal, discos e a coluna vertebral em situações traumáticas, quando cargas elevadas lhe são aplicadas num curto espaço de tempo;
- Limitar os movimentos dentro de parâmetros bem definidos;
- Aumentar a estabilidade;
- Permitir o movimento fisiológico adequado entre as vértebras, com um gasto mínimo de energia muscular [18].

Existem vários ligamentos identificados na coluna que diferem entre si pelo seu tamanho, localização e movimento em que intervêm. De entre os vários ligamentos, existem sete que se podem destacar, como mostra a tabela 2:

Tabela 2. Ligamentos da coluna vertebral-adaptado de [11][22].

Tipo de ligamento	Descrição
Ligamento longitudinal anterior (ALL)	Forte faixa fibrosa que cobre e liga as faces ântero-laterais dos corpos vertebrais e dos discos IV. Estende-se do áxis até ao sacro. Este ligamento mantém a estabilidade das articulações entre os corpos vertebrais e ajuda a impedir a hiperextensão da coluna vertebral.
Ligamento longitudinal posterior (PLL)	Faixa muito mais estreita e um pouco mais fraca que o ALL. Este encontra-se dentro do canal vertebral ao longo da face posterior dos corpos vertebrais, estendendo-se desde o áxis até ao sacro. Este ligamento ajuda a impedir a hiperflexão da coluna vertebral e a herniação posterior dos discos.
Ligamentos intertransversários (ITL)	Ligam as apófises transversas adjacentes; são constituídos por cordões fibrosos na região torácica; na região lombar são muitos finos.
Ligamentos amarelos (LF)	Tecido fibroso elástico amarelo e largo que une as lâminas dos arcos vertebrais adjacentes. Estendem-se desde o áxis ao sacro. Estes são longos, finos e amplos na região cervical; mais espessos na região torácica e mais ainda na região lombar. Estes ligamentos impedem a flexão abrupta da coluna

	vertebral, evitando normalmente, a lesão dos discos IV; ajudam ainda a preservar as curvaturas normais da coluna e auxiliam a endireitar a coluna após flexão.
Ligamentos interespinhosos (ISL)	Estreitos e alongados na região torácica, mais grossos na região lombar e menos desenvolvidos na região cervical. Estes ligam as apófises espinhosas adjacentes, estendendo-se desde o áxis à região lombar.
Ligamentos supraespinhosos (SSL)	Mais espessos na região lombar do que na região torácica.
Cápsulas articulares (CL)	As fibras destes ligamentos são geralmente orientadas numa direcção perpendicular ao plano das articulações que se estendem do áxis até á região lombar.

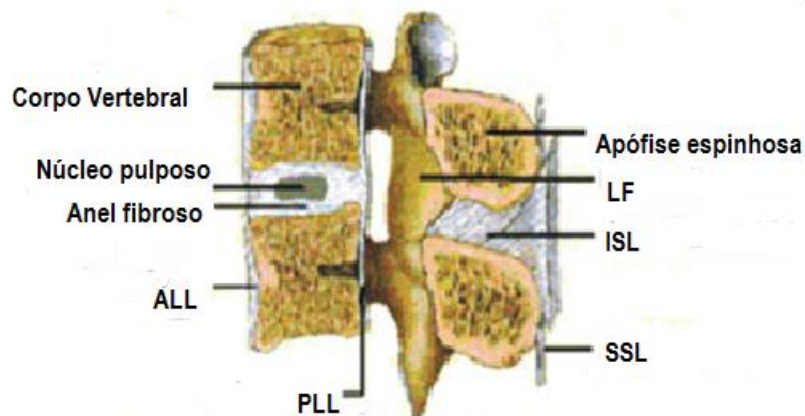


Figura 27. Ligamentos da coluna cervical - Vista lateral [11] - traduzido.

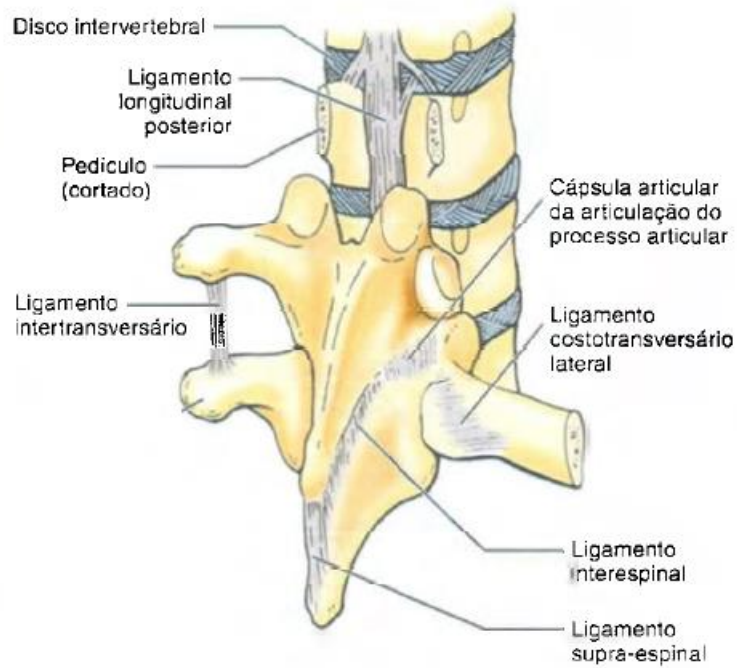


Figura 28. Ligamentos da região torácica - Vista oblíqua posterior direita [11].

2.6. Articulações Intervertebrais

As articulações intervertebrais da coluna são fundamentalmente de dois tipos. Uma corresponde às junções entre os corpos das vértebras, onde no meio destas se encontram o disco IV. O outro tipo é formado pelas articulações das apófises superiores de uma vértebra com as apófises inferiores da vértebra acima [3].

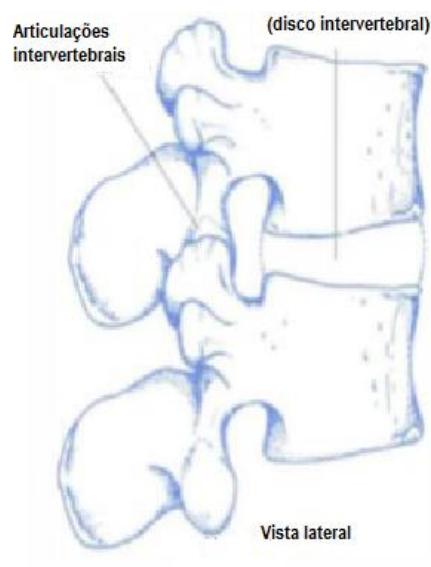


Figura 29. Articulações intervertebrais [3].

2.7. Músculos

O sistema muscular da coluna vertebral é muito complexo, dado que existem vários músculos com diferentes funções. Este sistema tem como objectivo principal suportar e estabilizar a coluna.

Os músculos do pescoço são considerados dos mais importantes, porque além de suportar o pescoço permitem uma elevada gama de movimentos devido à sua complexidade. Desta forma, estes podem ser divididos em dois grandes grupos, os músculos mais profundos e os mais superficiais. Os músculos mais profundos estão directamente ligados à coluna cervical inferior enquanto os músculos mais superficiais estão ligados ao cérebro e à coluna cervical superior [12][23][24].

Capítulo III – Biomecânica da Coluna Vertebral

3.1. Introdução

Neste capítulo será apresentada a biomecânica da coluna vertebral, através do estudo dos movimentos e da estabilidade desta e ainda das forças que actuam na coluna.

3.2. Movimentos da Coluna Vertebral

Os movimentos realizados ao nível da coluna vertebral como um todo podem ser decompostos em seis tipos de movimentos. Relativamente aos movimentos de flexão e extensão, estes são opostos e realizam-se ao longo do plano sagital, onde a flexão corresponde ao afastamento da posição anatómica de referência e a extensão o movimento oposto. A flexão lateral e a rotação ocorrem lateralmente, e diferenciam-se pelo eixo de rotação a eles associado, isto é, enquanto a flexão lateral apresenta um eixo de rotação na direcção ântero-posterior, a rotação apresenta como eixo de rotação o eixo longitudinal do corpo [25]. Estes movimentos estão relacionados com esforços. Estes quatro movimentos ocorrem mais ou menos espontaneamente no quotidiano, nomeadamente o movimento efectuado para apertar os cordões dos sapatos (flexão), o movimento para alcançar algo numa prateleira alta (extensão), o movimento para alcançar o braço na manga de um casaco (flexão lateral) e ainda o movimento para agarrar um saco que se encontra no banco traseiro do carro quando sentado num dos lugares da frente (rotação) [26].

Ao movimento de translação correspondem forças de compressão, corte ou momentos; ao movimento de rotação correspondem momentos de flexão ou torção [3].

A mobilidade da coluna vertebral depende de inúmeros factores nomeadamente o estado dos discos IV, da sua geometria, rigidez, hidratação, degeneração e do seu próprio envelhecimento, do estado dos ligamentos, articulações e dos elementos ósseos posteriores. As propriedades viscoelásticas dos discos IV e dos ligamentos podem também condicionar esta mobilidade [3][27]. A figura 30 ilustra de forma simplificada os movimentos entre duas vértebras anteriormente apresentados.

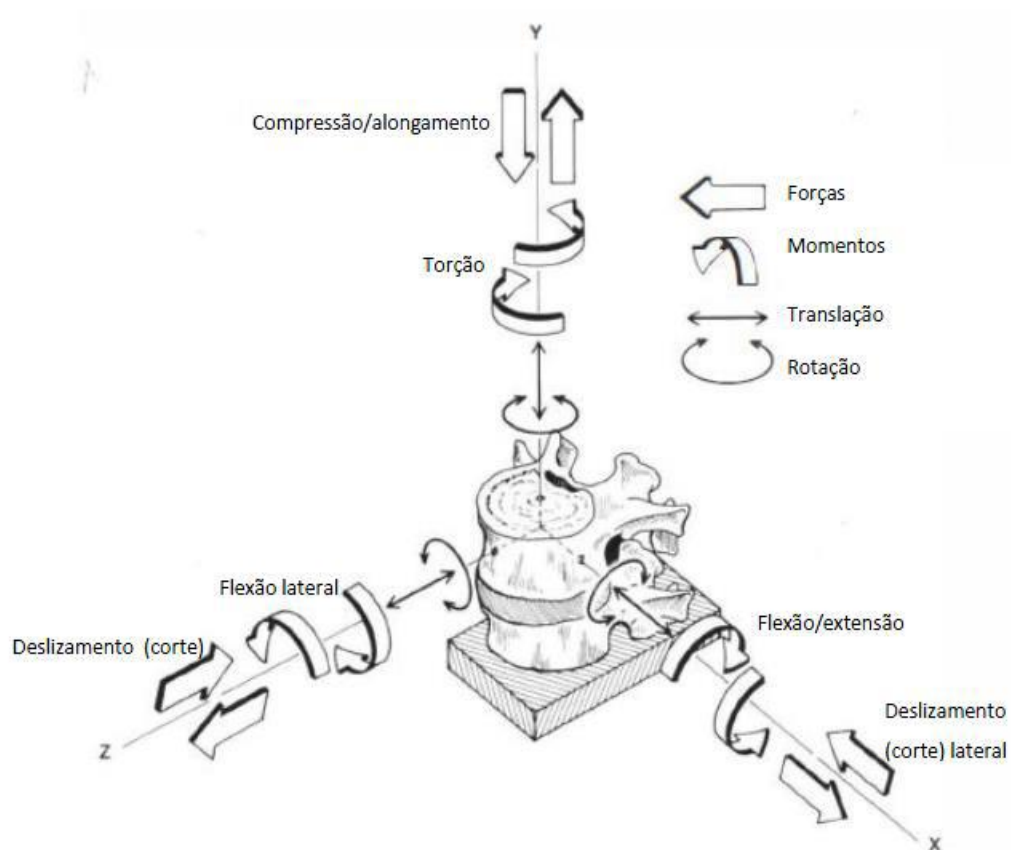


Figura 30. Movimentos entre duas vértebras [3][18].

3.3. Estabilidade da Coluna

A estabilidade pode ser considerada do ponto de vista clínico, anatômico e mecânico. De seguida serão apresentados os diferentes conceitos de estabilidade.

A estabilidade clínica é referida como a habilidade da coluna, dentro de uma gama de carga fisiológica, para limitar padrões de deslocamento e prevenir deformação ou dor devido a mudanças estruturais. A instabilidade clínica é sempre associada a uma deformação anormal e a uma perda de rigidez do tecido [28]. Por exemplo, a instabilidade clínica da coluna cervical é definida como mais do que um deslocamento horizontal de 3 a 5 mm de um segmento cervical num outro [29].

A estabilidade anatômica é baseada em parâmetros morfométricos e não têm em conta a adaptação de estruturas. Por exemplo, a estabilidade anatômica de uma articulação pode ser descrita como uma medida da mobilidade dessa articulação. A estabilidade anatômica bem como a clínica são descrições mais ou menos qualitativas em contraste com a estabilidade mecânica.

A estabilidade mecânica de uma posição estável da coluna pode ser descrita como uma situação em que existe uma relação consistente entre esta posição e as forças

necessárias para a manter. Em termos mecânicos uma condição suficiente para a estabilidade mecânica de sistemas elásticos submetidos a uma carga conservativa é uma variação positiva definida segundo a energia de potencial sobre um estado de equilíbrio. Um exemplo de uma situação mecanicamente instável é apresentado na figura 31 [28].



Figura 31. Exemplo de sistema mecanicamente instável [28].

Um segmento de movimento da coluna vertebral sem ligamentos mas com o núcleo pulposo considerado como uma bola tem muitos graus de liberdade. Assim, é considerado mecanicamente instável. Um segmento de movimento com ligamentos é mecanicamente estável mas pode ser clinicamente instável [28].

3.4. Forças a actuar na coluna vertebral

Existem dois sistemas de forças que actuam na coluna. O primeiro sistema é causado pelo peso do corpo e o segundo sistema é causado pela força exercida pelos músculos.

O primeiro sistema está sempre a actuar na direcção vertical e é independente da deformação da coluna vertebral. O segundo sistema é um exemplo de um sistema de forças não conservativas em que a posição e direcção de uma força muscular é dependente da deformação da coluna vertebral [28].

Capítulo IV – Biomecânica da Coluna Cervical

4.1. Introdução

Como já referido anteriormente a coluna cervical pode ser subdividida em dois grupos, a coluna cervical superior e a coluna cervical inferior. Neste capítulo será apresentada uma revisão sobre a biomecânica da coluna cervical, nomeadamente algumas características da coluna cervical, o tipo de movimentos desta e as respostas do disco IV, as suas funções e possíveis lesões a que está sujeita.

4.2. Coluna Cervical

Entre as suas várias funções, a cabeça pode ser considerada como uma plataforma que abriga o aparelho sensorial para a audição, visão, olfacto, paladar e algumas sensações. De modo a funcionar de forma ideal, estes órgãos sensoriais devem ser capazes de analisar o ambiente; é a coluna cervical que satisfaz estas necessidades. A coluna cervical constitui um dispositivo que suporta a plataforma sensorial, movendo-a e orientando-a num espaço tridimensional.

Os movimentos da cabeça são executadas pelos músculos, mas o tipo de possíveis movimentos dependem da forma e estrutura das vértebras cervicais e interacção entre elas. A cinemática da coluna cervical é, portanto, determinada pela anatomia dos ossos que compõem o pescoço e as articulações que formam [19].

Resumindo, a coluna cervical fornece estabilidade músculo-esquelética, um suporte para o crânio, uma coluna flexível e protecção para o movimento; é ainda o local de armazenamento para a medula espinal e artéria vertebral. Esta também permite a orientação direccionada dos olhos e ouvidos e o movimento máximo e flexibilidade do pescoço [2].

Como já mencionado anteriormente, a coluna cervical pode ser subdividida em dois grupos, a coluna cervical superior da qual fazem parte o atlas (vértebra C1) e o áxis (vértebra C2) e ainda a coluna cervical inferior constituída pelas restantes vértebras, isto é, desde a vértebra C3 até à C7.

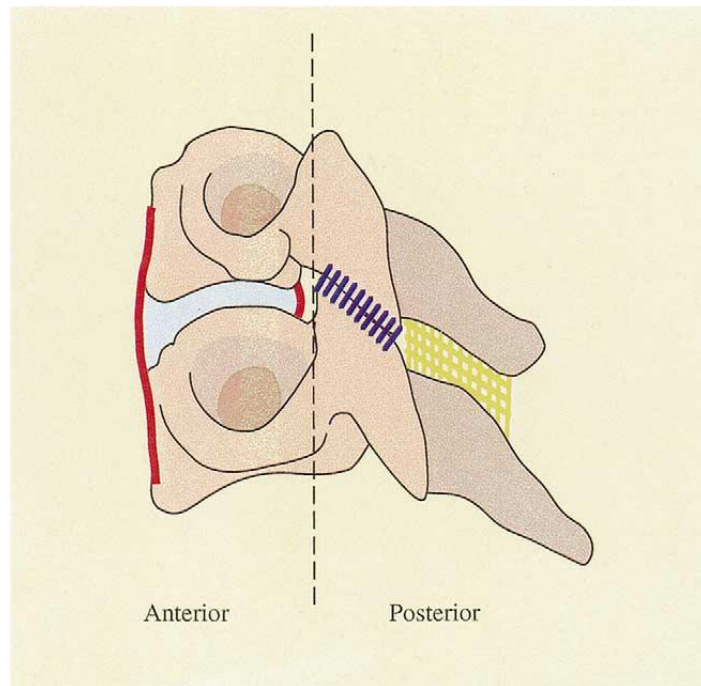


Figura 32. Exemplo de duas vértebras cervicais [30].

A figura 32 ilustra duas vértebras cervicais, onde a região posterior consiste nos ligamentos capsulares, apófises espinhosas, lâmina e ainda os ligamentos interpinhosos. Por outro lado na região anterior observa-se os corpos vertebrais, o disco IV e os ligamentos longitudinais anteriores e posteriores [30].

4.2.1. Movimentos da Coluna Cervical

Os quatro movimentos principais da coluna cervical encontram-se ilustrados na figura 33.

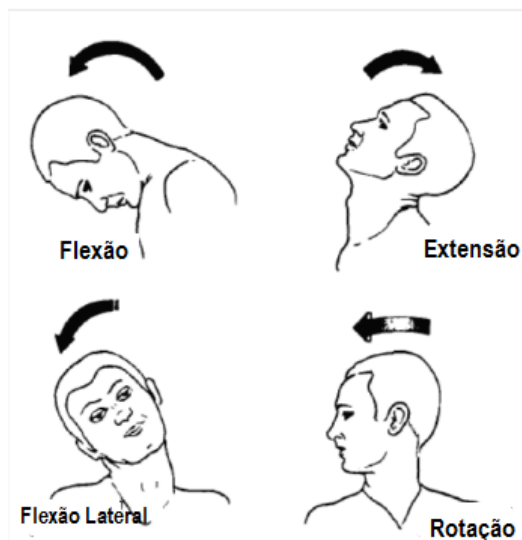


Figura 33. Movimentos típicos da coluna cervical - traduzido [31].

A gama de movimentos da coluna cervical é de aproximadamente 80° a 90° de flexão, 70° de extensão, 20° a 45° de flexão lateral e de até 90° para a rotação de ambos os lados. Porém o movimento da coluna cervical é complexo, porque este retracta o movimento entre os níveis cervicais e o movimento entre diferentes unidades funcionais, não sendo a simples soma do movimento de uma vértebra para a outra [29]. Devido a esta complexidade os movimentos da coluna cervical, devem ser considerados individualmente, ou seja, ao nível da coluna cervical superior e da coluna cervical inferior [32]. Pela imagem 33 verifica-se que a flexão irá resultar na compressão dos componentes anteriores e na tracção dos elementos posteriores, enquanto, o contrário acontece na extensão. A coluna cervical é delimitada pela cabeça e pelo tórax, onde geralmente incorrem lesões a partir de forças realizadas na direcção céfalo-caudal através dos côndilos occipitais [30]. A aplicação das forças difere entre a região cervical superior e inferior.

Assim, nos segmentos superiores da coluna cervical irá incorrer um padrão de lesões directamente relacionadas com a direcção das forças de contacto com o crânio na junção atlanto-occipital. Por outro lado, os padrões de lesões da coluna cervical inferior são essencialmente influenciados por forças directamente aplicadas nas vértebras [30].

Os diferentes movimentos a que coluna cervical está sujeita irão influenciar o disco IV através das cargas a que este ficará sujeito [23]. Estas cargas podem ser classificadas em termos de intensidade e duração. É importante esta distinção porque o disco IV possui propriedades, como a da viscoelasticidade, que dependem quer do tempo de carga quer da sua intensidade. Assim o disco IV apresenta dois comportamentos distintos. Isto é, se o mesmo se encontrar sujeito a uma carga de baixa magnitude, apresentará uma baixa resistência e por isso elevada flexibilidade. Quando a magnitude aumenta, a resistência do disco também aumenta, tomando-se estável e rígido.

Desta forma a viscoelasticidade permite que o disco tenha um comportamento viscoso e elástico. Por outras palavras, quando sujeito a uma carga, a sua deformação é linear com o tempo, e após a remoção da carga, este volta à sua forma original. Para além desta propriedade, o disco IV apresenta ainda propriedades de histerese, em que ele perde energia quando sujeito a cargas repetitivas (vibração) e a ciclos de carga/descarga (fenómeno de fadiga); além disso devido ao armazenamento de energia e pelo facto de as fibras de colagénio terem um comportamento elástico, ao esticarem como molas, conseguem armazenar energia. Uma vez retirada a carga, a energia das fibras é transmitida ao núcleo pulposo, permitindo que este restaure a sua forma original [18][23].

A figura 34 ilustra as diferentes respostas do disco IV a diferentes cargas fisiológicas.

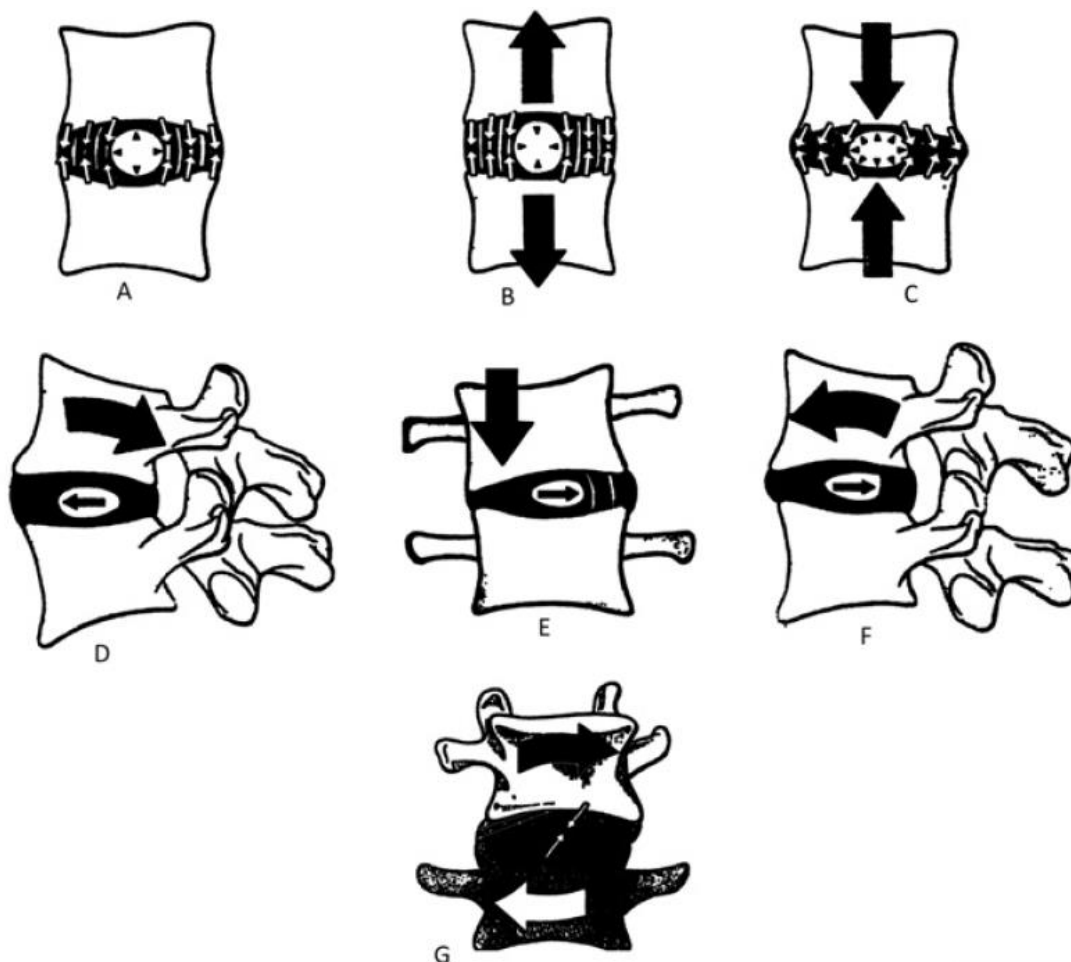


Figura 34. Respostas do disco IV a diferentes cargas [23].

Antes de qualquer tipo de carga o disco IV tem forças interiores do próprio disco IV, uma vez que as fibras do anel executam uma pressão sobre o núcleo pulposos, sendo então definido como um estado de pré-restrição do disco IV (figura 34-A).

Quando uma força de tracção é colocada sobre o disco, as placas terminais vertebrais retraem a partir do disco, onde a largura deste diminui e a altura do disco aumenta, assim como a tensão nas fibras do anel. O núcleo, que é geralmente cilíndrico irá agora apresentar uma forma mais esférica (figura 34-B).

Ao comprimir axialmente a coluna, o disco é “espremido” entre as placas terminais vertebrais e o núcleo achata. Isto deve-se ao aumento da pressão interna e transmite-se lateralmente para as fibras mais internas do anel fibroso. Desta forma, existe uma força vertical que é transformada numa força lateral, havendo um aumento da tensão das fibras no anel fibroso (figura 34-C).

Ao observar os discos intervertebrais pertencentes à coluna cervical durante os movimentos de extensão, verifica-se que a vértebra superior desvia-se ligeiramente para

trás, fazendo a altura do disco intervertebral, na parte de trás diminuir e consequentemente empurrando para a frente o núcleo pulposo. Quando isto acontece, a tensão das fibras do anel fibroso cresce, o que faz com que a vértebra volte à posição inicial (figura 34-D).

O mesmo princípio é aplicado à flexão lateral (figura 34-E) e à flexão (figura 34-F). Durante a flexão a vértebra superior move-se para a frente e o núcleo é empurrado para trás.

Quando um movimento de rotação é aplicada sobre as vértebras, as fibras das camadas do anel cuja direcção é a mesma que a direcção de rotação são estendidas e as fibras das camadas cuja direcção é oposta à direcção de rotação são flexionadas; a tensão máxima é sentida nas camadas internas do anel uma vez que este é o lugar onde as fibras são quase horizontais; o núcleo pulposo é submetido a maiores forças de compressão e esta pressão aumenta proporcionalmente com o ângulo de rotação (figura 34-G) [3][23].

4.2.2. Lesões da Coluna Cervical

A classificação de lesões da coluna cervical numa ocorrência “grande” implica que o compromisso estrutural da coluna cervical tenha provocado lesões neurológicas (na medula espinhal ou nas raízes nervosas), ou tenha criado um ambiente onde a instabilidade oferece uma ameaça potencial significativa para integridade da medula espinhal [30].

As lesões podem ocorrer quando forças normais são aplicadas em tecidos anormalmente fracos ou quando forças anormalmente elevadas são aplicadas a tecidos normais [33].

As lesões da coluna cervical podem, então ser classificadas como:

- Leves (contusões e distensões, por exemplo);
- Moderadas (subluxações, entorses e fracturas ocultas, por exemplo);
- Graves (deslocamento e fractura estável sem défice neurológico, por exemplo);
- Perigosas (fractura-luxação instável e lesão da medula espinhal, por exemplo)[2].

O tipo e grau de lesão da coluna cervical podem ser influenciados por factores clínicos que são deduzidos a partir de uma variedade de evidências históricas e radiológicas.

A análise descritiva dos movimentos locais e as forças que atuam sobre a coluna cervical, a magnitude e o vector da força e a taxa de aplicação da força levam a um consenso geral quanto à classificação de lesões na coluna cervical. As estruturas viscoelásticas (ligamentos e discos IV) são capazes de absorver maiores níveis de força

em velocidades mais baixas de aplicação da força, mas estas estruturas vão endurecendo a taxas mais altas, com uma capacidade decrescente para absorver a energia através de deformação. O comprometimento da integridade dos ligamentos pode resultar em instabilidade mecânica, com ou sem lesão óssea associada [30].

A tabela 3 apresenta uma série de variáveis que podem influenciar a ocorrência e a extensão de uma lesão da coluna cervical.

Tabela 3. Variáveis que potencialmente afectam a coluna cervical - adaptado de [30].

Variáveis que afectam a coluna cervical
Idade
Sexo
Doenças degenerativas: <ul style="list-style-type: none">• Degeneração espondilótica• Osteopenia (deficiência na vitamina D)
Artrite <ul style="list-style-type: none">• Reumatóide• Espondilite anquilosante
Endócrino <ul style="list-style-type: none">• Hiperparatiroidismo• Doença de Cushing
Genética <ul style="list-style-type: none">• Síndrome de Down• Anemia Falciforme

Capítulo V – Fracturas na Coluna Cervical Inferior e Possíveis Tratamentos

5.1. Introdução

Dado que o principal objecto de estudo desta dissertação consiste na avaliação dos três diferentes tipos de tratamentos de uma fractura de compressão-flexão na unidade funcional C4-C5-C6, neste capítulo serão apresentados os três tipos de classificações de fracturas da coluna cervical inferior mais utilizadas e ainda as técnicas de fusão mais usadas como tratamentos destas fracturas, nomeadamente, a fusão cervical anterior, a fusão cervical posterior e a dupla fusão (fusão cervical anterior e fusão cervical posterior).

5.2. Classificação das fracturas da coluna cervical inferior

As fracturas da coluna cervical que podem ser tratadas conservadoramente são aquelas consideradas estáveis, num paciente sem comprometimento neurológico. Uma lesão estável é aquela capaz de manter a associação dos segmentos vertebrais submetidos a uma carga fisiológica, sem que ocorra dano da medula e das raízes nervosas. Nas lesões estáveis, também não ocorrem mudanças estruturais que poderiam resultar em deformidade e dor.

O critério de estabilidade para coluna cervical é vago e, muitas vezes, as várias classificações existentes não são objectivas para definir estabilidade. As classificações mais usadas são a de Denis, a adoptada pelo grupo AO (Associação para Estudo da Osteossíntese) e a de Allen [34].

5.2.1. Classificação de Denis

Esta classificação divide a coluna em 3 regiões - anterior, medial e posterior. Se duas ou mais destas regiões são danificadas então a coluna é instável.

Resumidamente, neste tipo de classificação, a coluna anterior compreende o ligamento longitudinal anterior e a metade anterior do corpo vertebral. A coluna medial compreende a metade posterior do corpo vertebral e o ligamento longitudinal posterior. A coluna posterior compreende os pedículos, as articulações e os ligamentos supraespinhosos.

Esta classificação define ainda quatro tipos de fracturas da coluna:

- Fractura de cunha (Wegde fracture) - estável;
- Fractura de explosão (Burst fracture) - estável;
- Fractura do cinto de segurança (Seat belt fracture) - instável;
- Fractura de deslocação (Fracture dislocation) - instável;

As fracturas de cunha resultam da compressão vertical e da flexão. Às vezes estas fracturas são patologias associadas à osteoporose, trauma ou metástases na coluna vertebral.

As fracturas de explosão resultam de uma força axial pura [35].

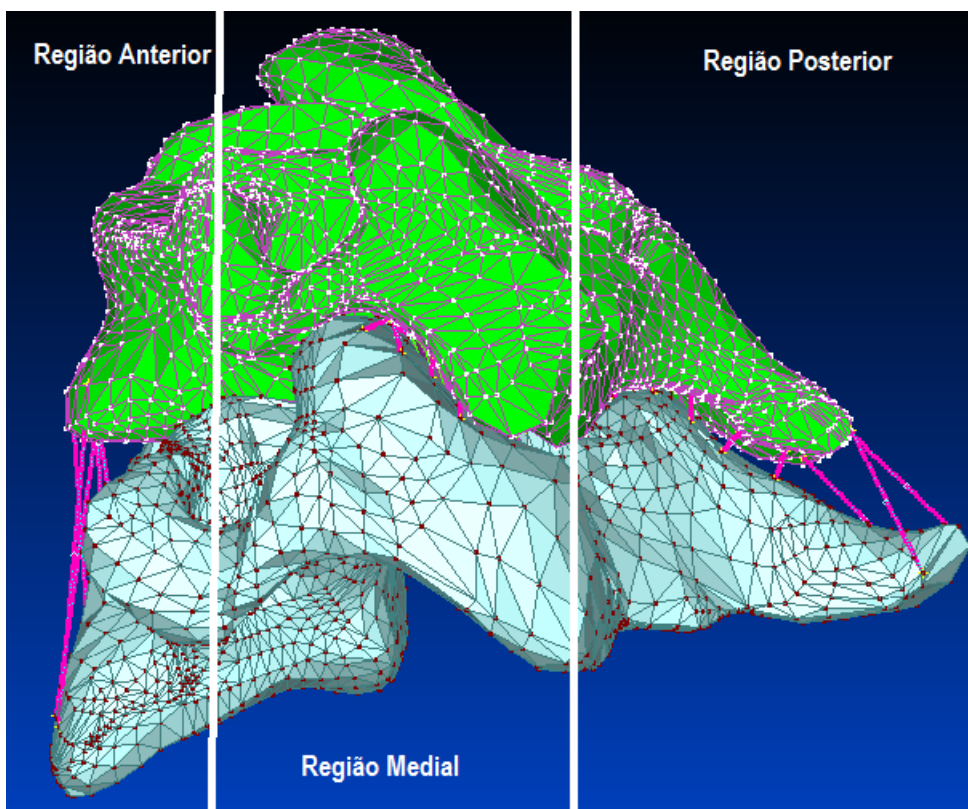


Figura 35. Classificação de Denis.

5.2.2. Classificação AO spine

Esta classificação é subdividida em 3 grandes grupos (tipo A, B e C).

Tipo A: Lesões de compressão do corpo vertebral (forças compressivas). Estas lesões ocorrem na coluna anterior, permanecendo íntegras as estruturas ligamentares posteriores.

- Tipo A1: Lesão predominantemente óssea
 - A1.1: Compressão uniforme;
 - A1.2: Fractura marginal sem lesão ligamentar visível;
 - A1.3: Fractura de cunha sem lesão ligamentar visível;
- Tipo A2: Lesão osteoligamentar
 - A2.1: Fractura no corpo vertebral, multifragmentar, placa cartilaginosa superior afectada e um disco IV lesado;

- A2.2: Fractura do tipo A2.1, em conjunto com dois discos afectados;
- A2.3: Fractura fragmentada, parede do corpo vertebral posterior deslocada pelo menos 3 mm, elementos posteriores não visivelmente lesados;
- Tipo A3: Lesão exclusiva ou principalmente ligamentar
 - A3.1: ruptura do ligamento longitudinal anterior e do disco IV.
 - A3.2: hérnia discal traumática

A diminuição da altura do corpo e sua fragmentação são características compartilhadas por estas lesões [36].

Tipo B: Lesões de distensão (tracção) que geralmente ocorrem nos elementos posteriores

- Tipo B1: interrupção posterior predominantemente óssea (lesão de flexão-distensão)
 - B1.1: Fractura isolada dos elementos posteriores:
 - Apófise espinhosa;
 - Arco Vertebral;
 - Ambos os anteriores;
 - B1.2: Fractura das articulações intervertebrais sem deslocamento:
 - Unilateral
 - Bilateral
 - B1.3: Combinação de B1.1 e B1.2:
 - Apófise espinhosa;
 - Arco Vertebral;
 - Ambos os anteriores;
- Tipo B2: interrupção posterior predominantemente ligamentar (lesão de flexão-distensão);
 - B2.1: Fractura dos elementos posteriores com subluxação:
 - Apófise espinhosa;
 - Arco;
 - Ambos os anteriores;
 - B2.2: Fractura das facetas (corte) mais subluxação das facetas adjacentes:
 - Unilateral
 - Bilateral
 - B2.3: Ruptura das massas articulares (fractura através do pedículo e do arco):
 - Unilateral

- Bilateral
- Tipo B3: Lesão predominantemente ligamentar (lesão hiperextensão-cisalhamento);
 - B3.1: Ruptura do complexo ligamentar posterior com subluxação das articulações intervertebrais (bilateral)
 - B3.2: Ruptura do complexo ligamentar posterior com subluxação assimétrica das articulações intervertebrais (unilateral)

As fracturas deste grupo são radiologicamente caracterizadas por translação anterior, cifose ou aumento da distância entre os processos espinhosos [36].

Tipo C: Lesões multidireccionais que afectam os elementos posteriores e anteriores (lesões de rotação causando torque axial).

- Tipo C1: lesão principalmente óssea;
 - C1.1: Fractura de Burst do corpo vertebral em combinação com a fractura de Burst dos elementos posteriores (arco e apófise espinhosa);
 - C1.2: Fractura horizontal do corpo vertebral em combinação com a fractura de Burst dos elementos posteriores (arco e apófise espinhosa);
- Tipo C2: lesão osteoligamentar;
 - C2.1: Luxação com fractura dos elementos posteriores
 - Arco e/ou apófise espinhosa;
 - Fractura das facetas;
 - Ambos os anteriores;
 - C2.2: Fractura de cunha da vértebra com ruptura do complexo ligamentar posterior:
 - Osteoligamentar;
 - Apenas ligamentar;
 - C2.3: Fractura do corpo vertebral (fissura na porção anterior superior conjugado com o fragmento posterior com um deslocamento maior do que 3mm no canal espinal):
 - Osteoligamentar;
 - Apenas ligamentar;
- Tipo C3: lesão predominantemente ligamentar;
 - C3.1: Luxação unilateral;
 - C3.2: Luxação bilateral;
 - C3.3: Ruptura do disco e luxação dorsal com ruptura do complexo ligamentar posterior;

Estas lesões caracterizam-se pela presença de desvio rotacional, desalinhamento das apófises espinhosas ou assimetria do disco [36].

Algumas fracturas do tipo A são estáveis e podem ser tratadas conservadoramente, as fracturas dos tipos B e C são instáveis e devem ser tratadas cirurgicamente [34][37][38][39][40].

5.2.3. Classificação Allen

Nesta classificação as fracturas são definidas a partir do mecanismo causador da lesão, separando as fracturas em seis tipos básicos:

- Compressão-flexão: inclui uma fractura da parte ântero-inferior do corpo vertebral, uma fractura oblíqua do corpo vertebral através da superfície anterior à placa subcondral inferior e deslocamento da porção posterior do corpo vertebral para dentro do canal neural [41].



Figura 36. Compressão-flexão [41].

- Compressão-vertical: existe uma fractura de uma ou de ambas as placas terminais vertebrais. Pode ainda haver fragmentação do corpo vertebral, deslocamento de uma parte do corpo vertebral para dentro do canal neural e ainda fractura do arco vertebral com possível fractura do complexo ligamentar [41].

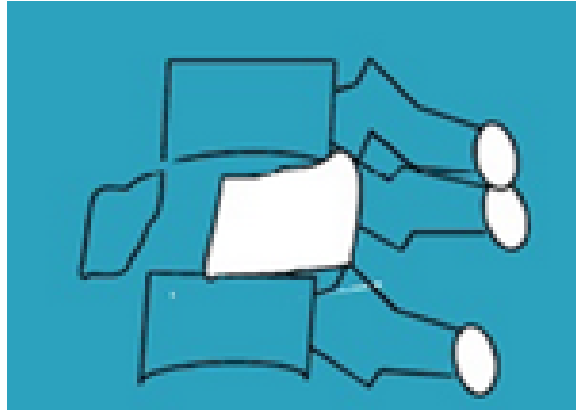


Figura 37. Compressão-vertical [41].

- Distensão-flexão: Estas lesões são caracterizadas pela falha do complexo ligamentar posterior, evidenciado por um aumento do espaço entre as apófises espinhosas e por uma faceta de subluxação ou deslocamento [41].

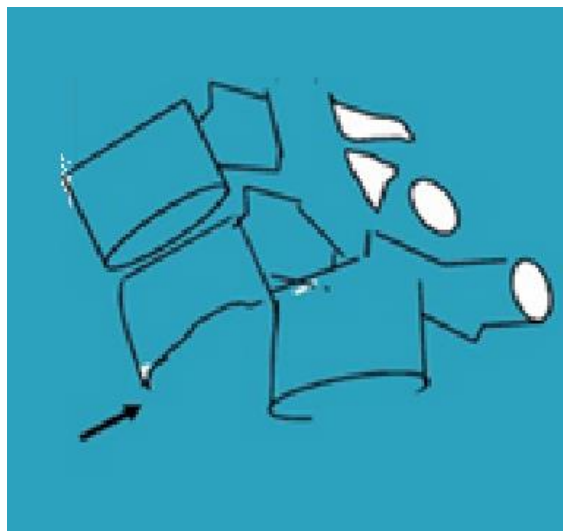


Figura 38. Distensão-flexão [41].

- Compressão-extensão: existe a fractura do arco vertebral, unilateral ou bilateral. Pode haver um movimento anterior subsequente do corpo vertebral (ligado às suas vértebra superiores), enquanto a parte posterior do arco permanece ligado à vértebra inferior. Isto implica uma ruptura do complexo ligamentar posterior e os ligamentos anteriores em diferentes segmentos [41].

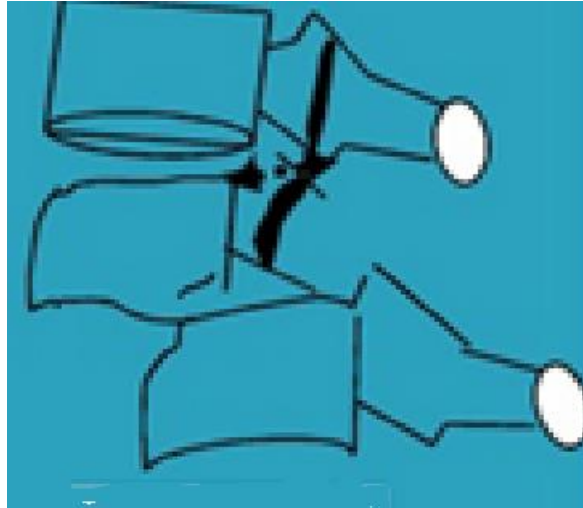


Figura 39. Compressão-extensão [41].

- Distensão-extensão: inclui a ruptura do complexo ligamentar anterior ou uma fractura transversal do corpo vertebral. Esta fractura pode ser vista na radiografia como um alargamento anterior entre duas vértebras adjacentes. Para ser classificado como uma lesão no estágio 2, também deve haver um deslocamento posterior das vértebras superiores, o que implica uma falha adicional do complexo ligamentoso posterior [41].

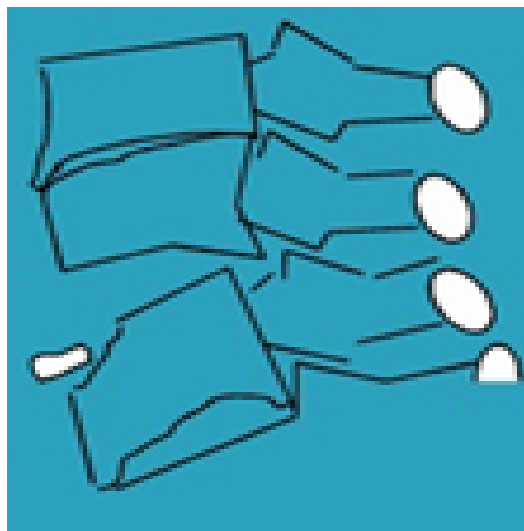


Figura 40. Distensão-extensão [41].

- Flexão lateral: existe uma fractura de compressão assimétrica do corpo vertebral além de fractura vertebral do arco no lado ipsilateral. Pode ainda haver deslocamento lateral da vértebra ou deslocamento contra lateral da faceta devido à falha dos ligamentos laterais [41][42].



Figura 41. Flexão lateral [41].

5.3. Possíveis tratamentos de fracturas cervicais

O tratamento cirúrgico de fracturas cervicais baseia-se em 3 objectivos principais:

- Descompressão neural;
- Reconstrução e alinhamento ósseo;
- Estabilização da coluna vertebral.

Para se atingir estes objectivos um adequado conhecimento da biomecânica destas lesões é um pré-requisito básico [43].

Actualmente, existem vários tipos de tratamento, no entanto há dois que se destacam, nomeadamente a fusão cervical anterior e a fusão cervical posterior. Ambos os tratamentos quando fornecem uma síntese rígida estabilizam de maneira suficiente a coluna cervical a ponto de levar à consolidação óssea.

Os objectivos de qualquer tratamento são, o retorno da capacidade funcional máxima, o mínimo de dor residual, a redução do défice neurológico, o mínimo de deformidade residual e a prevenção de novas lesões [44].

A escolha da via cirúrgica, por vezes não é uma tarefa fácil para os profissionais de saúde e depende de vários factores, principalmente das características da lesão cervical, das lesões associadas que limitam o posicionamento cirúrgico do paciente, da preferência do cirurgião e ainda dos materiais e estruturas disponíveis no hospital [45].

Porém, quando um destes tipos de fusão é utilizado isoladamente e não fornece estabilidade e descompressão suficiente, são combinados os dois tipos de fusão, num tratamento denominado de fusão cervical anterior-posterior [46].

Quer a fusão cervical anterior, quer a fusão cervical posterior têm como principal objectivo permitir a duas ou a mais vértebras a fusão num único sólido pela fixação da

zona afectada, impedindo assim o seu movimento. A principal diferença prende-se com a via pela qual a abordagem é feita, isto é pela via anterior ou pela posterior [47][48].

5.3.1. Fusão cervical anterior

No caso da fusão cervical anterior, o cirurgião faz uma pequena incisão na parte frontal do pescoço (figura 42) [49].

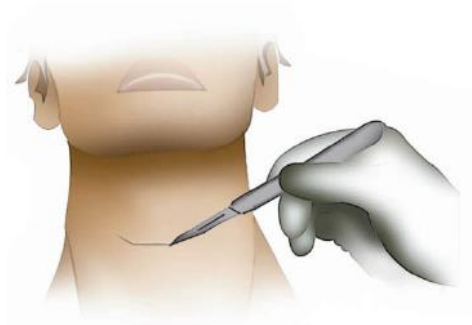


Figura 42. Incisão na parte frontal do pescoço [49].

Os dois principais componentes utilizados neste tipo de tratamento são a placa de fixação e os parafusos. Consoante o problema em questão, o cirurgião escolhe o tipo de placa de fixação e os parafusos a utilizar. Estes componentes podem apresentar diferentes características, como ilustram as figuras 43 e 44 [49].



Figura 43. Placas de fixação de 1, 2, 3 e 4 níveis, respectivamente [49].



Figura 44. Parafusos com 4.0 mm e 4.5 mm de diâmetro, respectivamente [49].

Após a escolha destes componentes, o cirurgião coloca a placa de fixação no local necessário, de acordo com a anatomia do paciente (figura 45) [49].

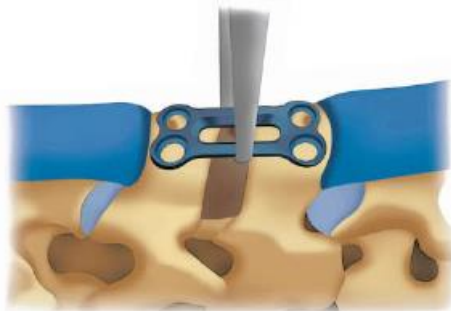


Figura 45. Colocação da placa de fixação (1 nível) [49].

Por último, são colocados os parafusos de modo a fixar a placa. Para tal, estes parafusos devem ser colocados apresentando uma angulação máxima de 15° (figura 46) e o seu comprimento não deve alcançar a parte cortical posterior do corpo vertebral [49].

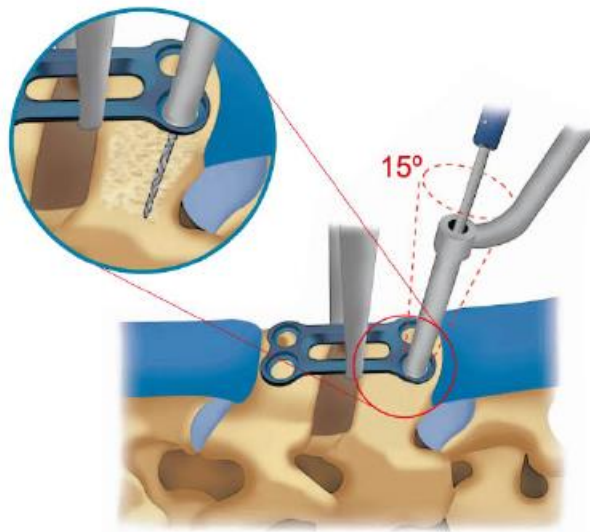


Figura 46. Perfuração da vértebra e colocação dos parafusos [49].

O resultado final encontra-se ilustrado na figura 47 [49].



Figura 47. Fusão cervical anterior [49].

5.3.2. Fusão cervical posterior

Neste tipo de tratamento, o cirurgião começa por fazer uma pequena incisão na parte posterior do pescoço do paciente. Após este passo, o cirurgião perfura a vértebra no local desejado, como ilustra a figura 48 [50].

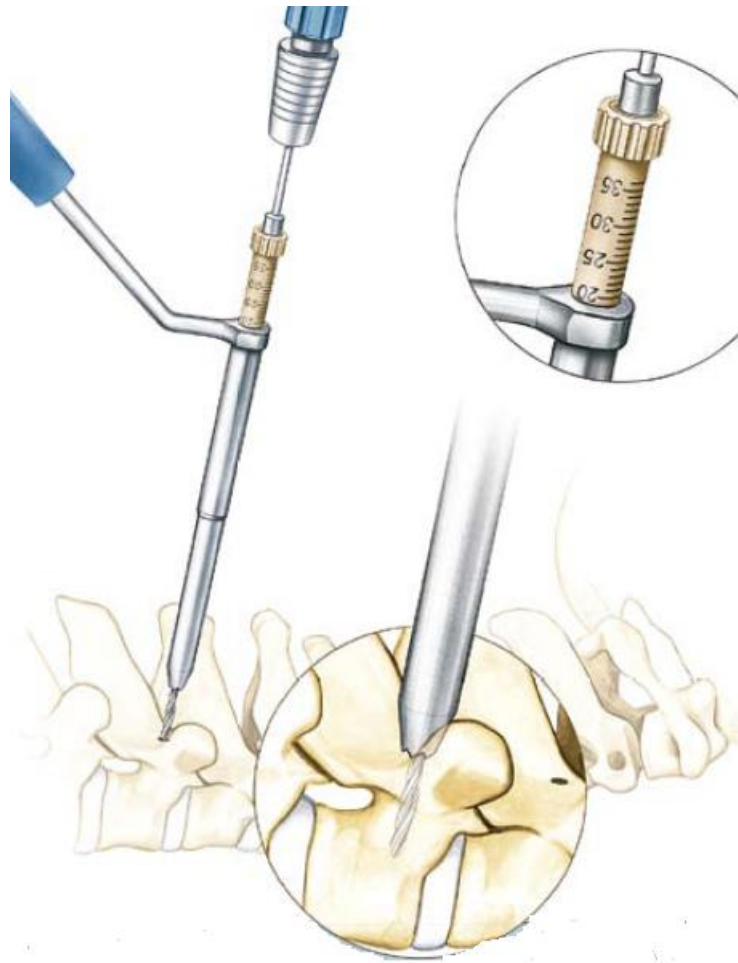


Figura 48. Perfuração da vértebra [50].

Na fusão cervical posterior são utilizados três componentes diferentes, nomeadamente os parafusos (que podem ser poliaxiais, para ângulos favorecidos ou de cabo liso), a barra e os parafusos de retenção. Estes componentes estão apresentados nas figuras de 49 a 51 [50].

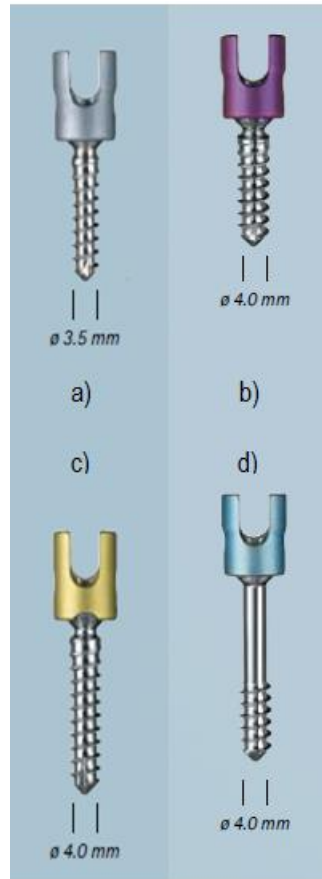


Figura 49. a) Parafuso poliaxial de 3.5 mm de diâmetro; b) Parafuso poliaxial de 4.0 mm de diâmetro; c) Parafuso para ângulos favorecidos; d) Parafuso de cabo liso [50].



Figura 50. Parafuso de retenção [50].

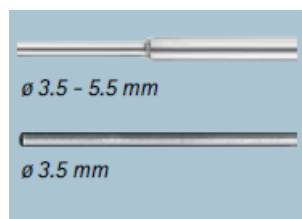


Figura 51. Barra [50].

Para cada caso específico, o cirurgião escolhe os componentes a serem utilizados. O primeiro componente a ser colocado após a perfuração são os parafusos, como ilustra a figura 52 [50].

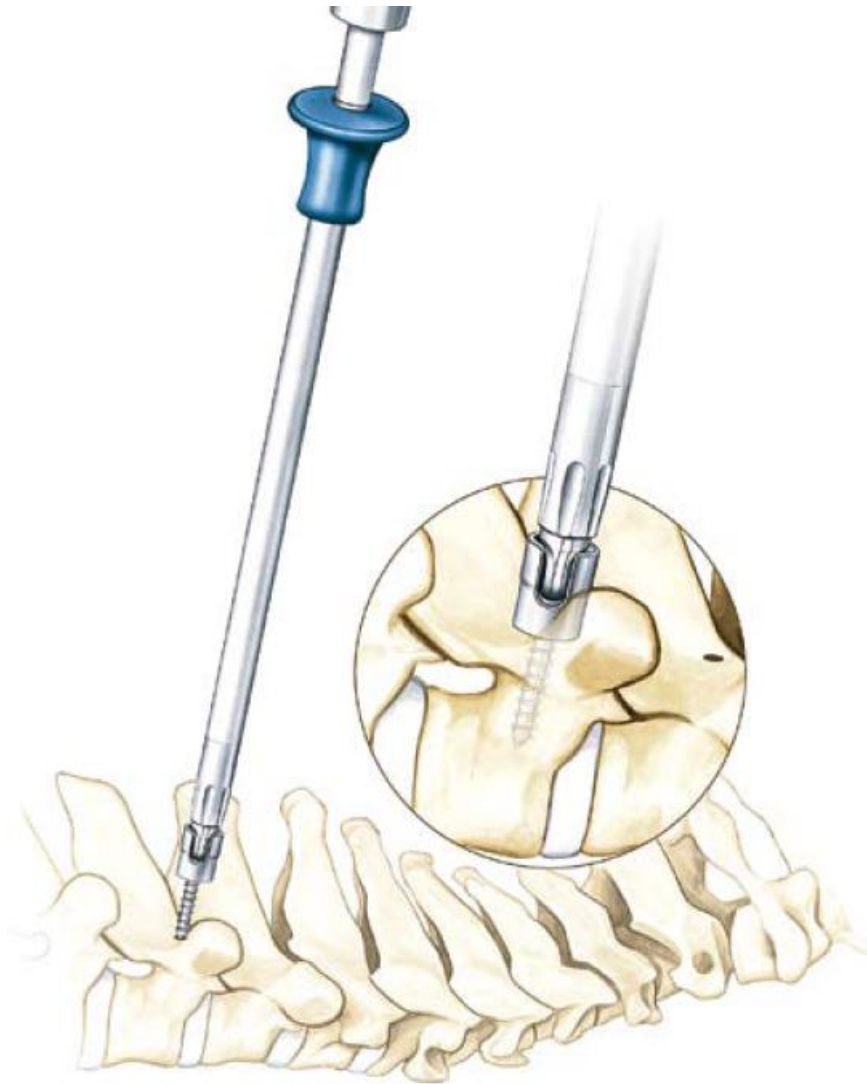


Figura 52. Inserção do parafuso [50].

Após a inserção dos parafusos e o alinhamento destes, a estrutura está pronta para a inserção da barra (figura 53) [50].



Figura 53. Inserção da barra [50].

Para terminar, é necessário fixar a barra com os parafusos de retenção, como representa a figura 54 [50].

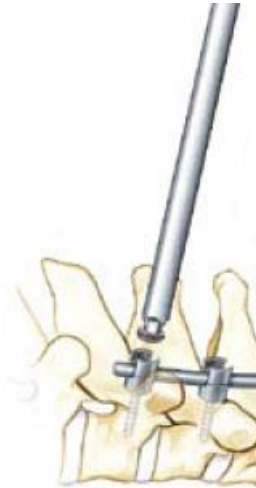


Figura 54. Inserção do parafuso de retenção [50].

O resultado final encontra-se representado na figura 55 [50].

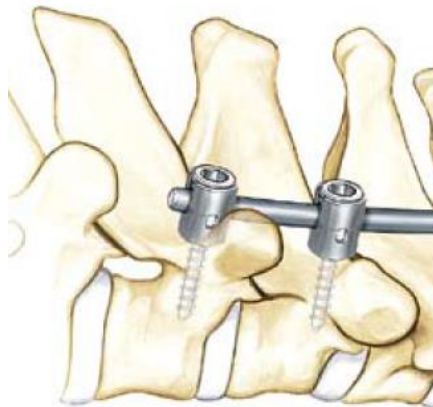


Figura 55. Fusão cervical posterior [50].

Ambos os tratamentos expostos anteriormente apresentam vantagens e desvantagens, que se encontram na tabela 4.

Tabela 4. Vantagens e desvantagens da fusão cervical anterior e da fusão cervical posterior [45][46][51].

	Vantagens	Desvantagens
Fusão cervical anterior	<ul style="list-style-type: none"> • Via anatómica de dissecação entre planos musculares que permite o acesso aos elementos vertebrais anteriores, tal como o corpo vertebral e o disco IV; 	<ul style="list-style-type: none"> • Coloca em risco estruturas neurovasculares, caso a broca ou o parafuso passe além do córtex posterior do corpo vertebral, em direcção do canal neural; • Pode levar à disfagia e disfonia pós-operatória; • Cicatriz menos estética;
Fusão cervical posterior	<ul style="list-style-type: none"> • Dissecação mais fácil; • Não expõe estruturas neurovasculares importantes; • Apresenta um bom leito de enxerto e de fixação de implantes; • Cicatriz mais estética; 	<ul style="list-style-type: none"> • Pode ocorrer lesões primárias de estruturas cervicais viscerais; • Maior probabilidade de ocorrência de deslocamento secundário devido a má imobilização das estruturas cervicais;

Capítulo VI – Método de Elementos Finitos

6.1. Introdução

O MEF foi introduzido em 1956. A sua primeira aplicação foi na indústria aeronáutica. No entanto, umas das primeiras aplicações desta técnica para problemas médicos e biológicos, surgiu com a necessidade de analisar a dinâmica do fluxo pulsátil cardiovascular em 1969. A utilização do MEF para compreender o comportamento da coluna vertebral humana foi iniciada em 1973, por Liu e Ray. Desde então a utilização do MEF para o estudo da coluna vertebral tem aumentado muito. Porém, tem havido uma maior incidência na área da coluna lombar humana, em contraste com a coluna cervical [52]. Neste capítulo será abordado a simulação numérica subjacente a este modelo.

6.2. Simulação Numérica

O MEF é utilizado na procura de soluções de problemas complexos de diversas áreas do conhecimento, para os quais não se conhece uma solução exacta que possa ser expressa analiticamente.

Este método pode ser aplicado à resolução de problemas unidimensionais, mas, mais frequentemente, pretende-se determinar a solução numa área ou volume tridimensional genérico.

Existem vários passos a ser executadas numa análise por MEF. Inicialmente, o domínio que se pretende é dividido num número finito de segmentos, áreas ou volumes de dimensões mais reduzidas, designados de elementos finitos. Este processo é designado de discretização. Estes elementos são unidos pelos chamados nós (geralmente encontram-se nos vértices dos elementos) e formam assim uma malha de elementos finitos.

A figura 56 ilustra o processo mencionado anteriormente [4][53].

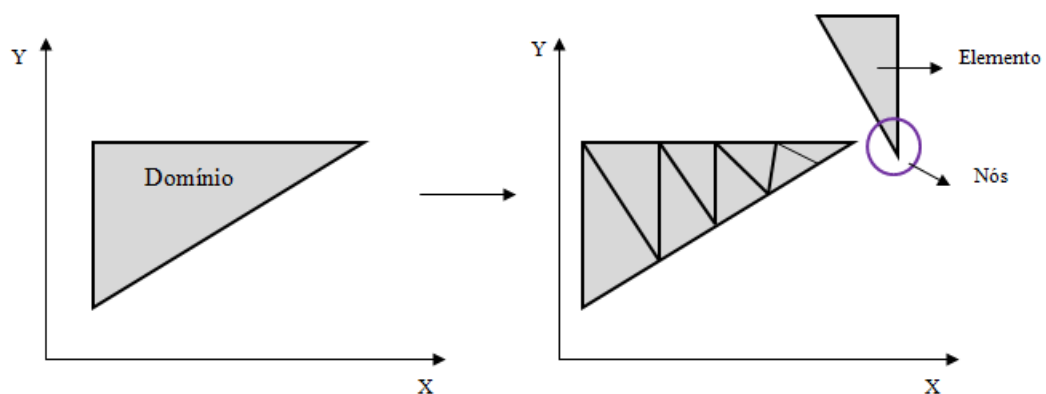


Figura 56. Processo de discretização de um domínio em subdomínios [54].

Os elementos da malha gerada podem tomar diferentes geométricas: unidimensionais, bidimensionais (geralmente triangulares ou quadriláteros) e tridimensionais (geralmente hexaedros, tetraedros ou pentaedros).

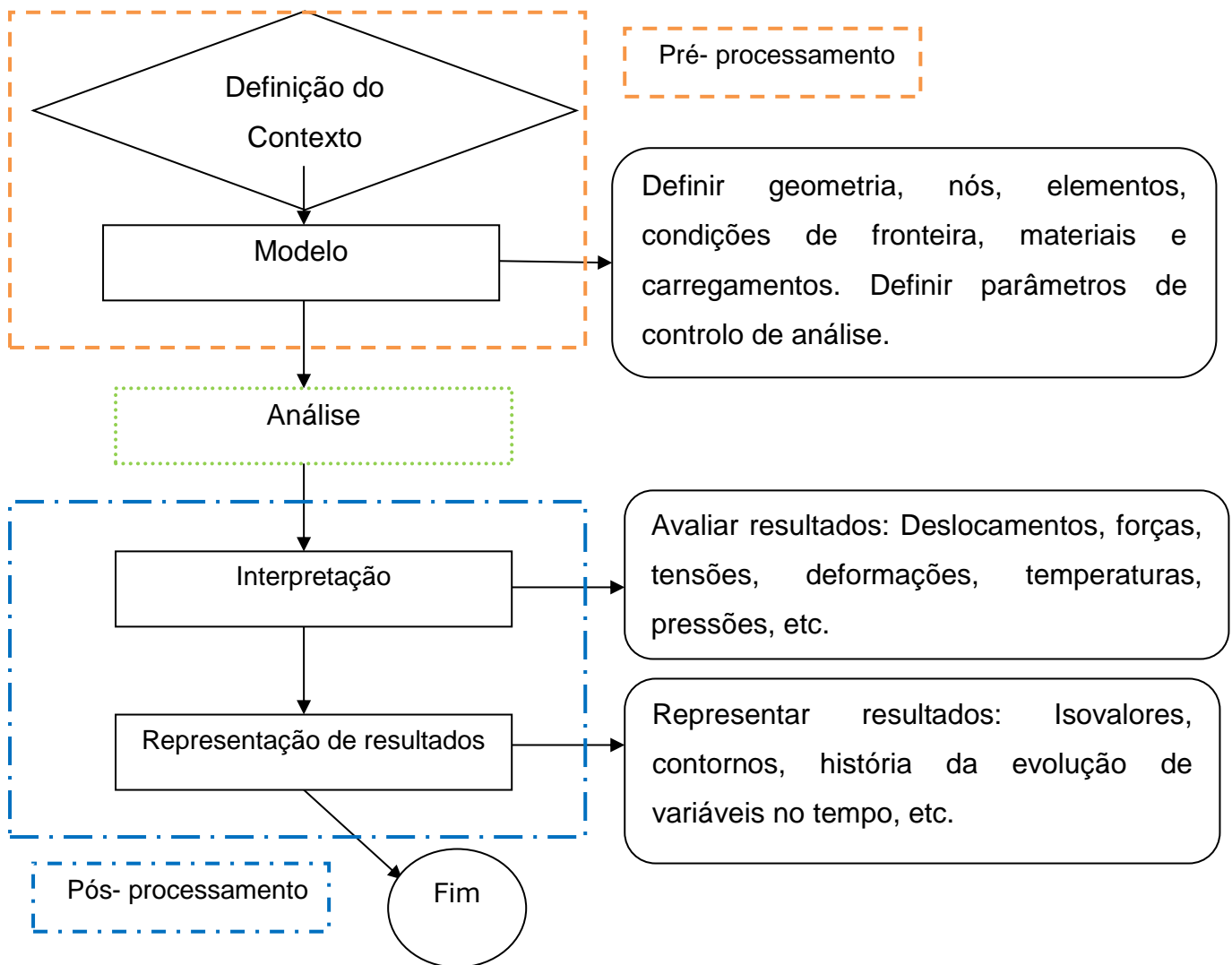
Desta forma, consegue-se ultrapassar o problema de calcular o deslocamento de um número infinito de pontos num domínio contínuo, através do cálculo dos deslocamentos nos nós da malha de elementos finitos.

Assim, as funções de deslocamento escolhidas definem o estado de deformação dentro de um elemento em termos dos deslocamentos nodais. A partir da discretização do MEF transforma-se um sistema de equações diferenciais num sistema de equações algébricas sendo a solução do sistema obtida por um método numérico iterativo. Obtidos os deslocamentos calculam-se as deformações respectivas e por conseguinte o estado de tensão.

Existem três estágios para a simulação numérica pelo MEF:

- Pré-processamento
- Análise
- Pós-processamento

Estes estágios encontram-se apresentados no esquema 2 [53][54][55].



Esquema 2. Representação da metodologia do MEF- adaptado de [55].

A fase de pré-processamento centra-se essencialmente na construção do modelo do sistema a estudar e a definição das suas características. A fase de pós processamento incide na apresentação das informações contidas nos ficheiros de saída dos resultados [4][53][55].

Quando surge a necessidade de resolver um problema de análise de uma estrutura, a primeira questão que se coloca é a sua classificação quanto à geometria, modelo do material constituinte e acções aplicadas. Actualmente estão identificados dois tipos de análise:

- Análise dinâmica ou estática

As acções sobre as estruturas são em geral dinâmicas, devendo ser consideradas as forças de inércia associadas às acelerações a que cada um dos seus componentes

fica sujeito. Por este motivo, seria de esperar que a análise de uma estrutura teria obrigatoriamente de ter em consideração os efeitos dinâmicos. Contudo, em muitas situações é razoável considerar que as acções são aplicadas de um modo suficientemente lento, tornando desprezáveis as forças de inércia. Nestes casos a análise designa-se estática [56].

- Análise não linear ou linear

Na análise de uma estrutura sólida, é habitual considerar que os deslocamentos provocados pelas acções exteriores são muito pequenos quando comparados com as dimensões dos componentes da estrutura. Nestas circunstâncias, admite-se que não existe influência da modificação da geometria da estrutura na distribuição dos esforços e das tensões, assim, todo o estudo é feito com base na geometria inicial não deformada. Se esta hipótese não for considerada, a análise é designada não linear geométrica.

É também frequente considerar que, ao nível do material que constitui a estrutura, a relação entre tensões e deformações é linear. Nos casos em que esta simplificação não é considerada, é necessário recorrer a algoritmos específicos de análise não linear material [56].

Capítulo VII – Modelos Hiperelásticos

7.1. Introdução

Durante a realização desta dissertação, foi necessário estudar o conceito de hiperelasticidade. Neste capítulo serão apresentados diferentes tópicos, nomeadamente a resposta elástica, os materiais hiperelásticos, as formas reduzidas de equações constitutivas, o trabalho realizado por materiais hiperelásticos, os materiais isotrópicos hiperelásticos e materiais incompressíveis hiperelásticos, a hiperelasticidade isotrópica incompressível e alguns modelos hiperelásticos, como o de Ogden, o de Mooney-Rivlin e o Neo-Hookean.

7.2. Resposta Elástica

Para a maioria dos materiais de engenharia, a tensão (σ) e a deformação (ϵ) são proporcionais através da Lei de Hooke, sendo a constante de proporcionalidade (E) denominada de módulo de elasticidade ou módulo de Young. Esta lei é definida pela seguinte equação:

$$\sigma = \epsilon E \quad (1)$$

Quando a relação entre a tensão e a deformação é linear, estamos na presença de uma deformação elástica [57][58].

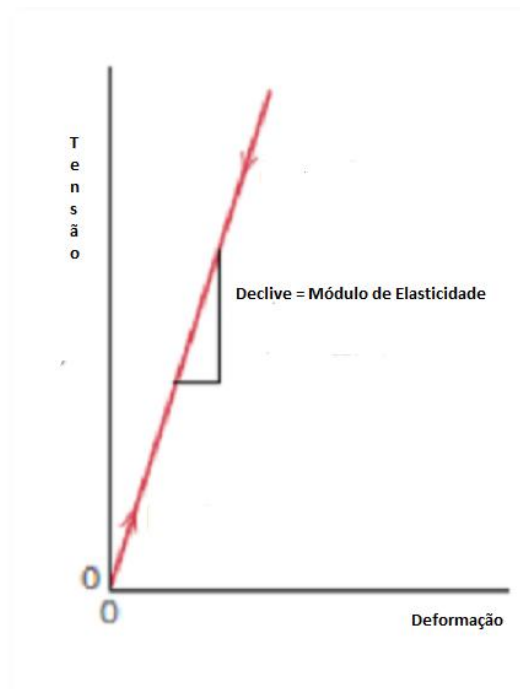


Figura 57. Diagrama tensão-deformação mostrando deformação linear

- traduzido [57].

Um modelo material elástico (ou Cauchy – elástico) é um modelo material (ou modelo constitutivo) em que a relação entre a tensão e a deformação é reversível, seja esta relação linear ou não [59].

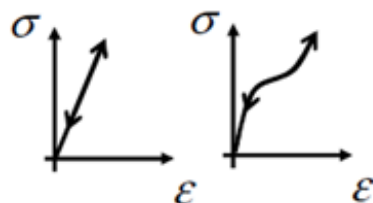


Figura 58. Modelo material elástico [59].

Uma resposta elástica implica que as vias de carga e descarga coincidam, que o material reaja instantaneamente para uma carga aplicada, que o comportamento do material seja independente do tempo e que o material retorne à sua forma original após a remoção da carga [60].

O mesmo não acontece em modelos materiais não elásticos, como ilustra a figura 59.

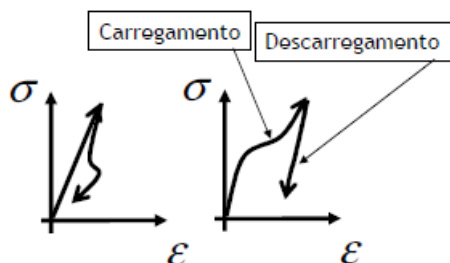


Figura 59. Modelo material elástico [59].

Uma outra definição de um modelo material elástico, centra-se no facto do estado de tensão em cada momento depender apenas do estado de deformação naquele momento (e possivelmente da temperatura), e não da história da deformação. No entanto, este modelo elástico não garante que o trabalho feito pelo campo de tensões durante um certo intervalo de tempo seja independente do percurso [59].

Assim, se a lei constitutiva $P = f(F)$, sendo F o tensor das deformações, puder ser expressa na forma, $P = \partial\psi / \partial F$, ou seja, se a função de energia de deformação ψ , existir, então podemos provar, com base na segunda lei da termodinâmica que o

trabalho feito pelo campo das tensões durante um certo intervalo de tempo é independente do percurso [59].

7.3. Materiais Hiperelásticos

A lei de Hooke torna-se por vezes uma abordagem inadequada para representar as propriedades mecânicas de certos materiais. Estes materiais englobam, entre outros, as borrachas e os tecidos moles.

Desta forma, o desenvolvimento da biomecânica no estudo do comportamento mecânico destes materiais tornou-se uma necessidade actual. Estes materiais biológicos, têm então um comportamento não linear hiperelástico [61]. Nestes materiais a deformação aumenta muito mais rapidamente com o aumento da tensão do que prevê a lei de Hooke [58].

Os materiais hiperelásticos designam-se também de super-elásticos, perfeitamente elásticos ou Green-elásticos.

Um material hiperelástico define-se como um material para o qual existe uma função de energia livre de Helmholtz, Ψ , energia de deformação ou energia recuperável armazenada [59].

Para os materiais heterogêneos (maioria dos tecidos biológicos), esta função pode depender da posição X de um ponto na configuração de referência:

$$\psi = \psi(F, X) \quad (2)$$

Para materiais homogêneos (como os elastómeros), a função de energia de deformação depende apenas do gradiente de deformação F :

$$\psi = \psi(F) \quad (3)$$

A função de energia livre, é então definida como:

$$P = \partial\psi / \partial F \quad (4)$$

Sendo P o primeiro tensor Piola-Kirchhoff, que define o campo de tensões no sistema de referência, igual a $P = J\sigma F^{-T}$, onde σ representa o tensor das tensões de Cauchy [59][60].

Desta forma e por definição de Ψ , obtêm-se:

$$\sigma = J^{-1} P F^T \Leftrightarrow \sigma = J^{-1} F \left(\frac{\partial \psi(F)}{\partial F^T} \right) \quad (5)$$

As equações 4 e 5 são designadas de equações constitutivas ou equações de estado e permitem especificar as propriedades mecânicas do material em estudo [60]. Estas estabelecem um modelo base para aproximar o comportamento mecânico do material e o desenvolvimento de um modelo constitutivo do material [58].

Uma equação constitutiva determina o estado de tensão em qualquer ponto x de um corpo contínuo no tempo t e é necessariamente diferente para tipos de corpos contínuos diferentes. O modelo resultante denomina-se então de modelo material ou modelo constitutivo.

O objectivo das teorias constitutivas é desenvolver um modelo matemático que represente o comportamento real da matéria [59].

Por conveniência, assume-se que a função de energia de deformação tende para 0 na configuração de referência, isto é, onde $F = I$, sendo expressa pela condição de normalização:

$$\psi = \psi(I) = 0 \quad (6)$$

A partir de uma observação física nota-se que a função de energia de deformação, aumenta com a deformação, donde se deduz:

$$\psi = \psi(F) \geq 0 \quad (7)$$

que limita as gamas de funções admissíveis para a energia deformada.

A função de energia de deformação ψ alcança o seu mínimo quando $F = I$ no equilíbrio termodinâmico.

As equações 6 e 7 asseguram que a tensão na configuração de referência, chamada tensão residual, é zero. Diz-se então que a configuração de referência é livre de tensão [59].

Para o comportamento de deformações finitas é necessário que a função de energia de deformação, satisfaça as seguintes condições:

$$\begin{aligned} \psi(F) \rightarrow +\infty \text{ se } \det F \rightarrow +\infty \\ \psi(F) \rightarrow +\infty \text{ se } \det F \rightarrow 0^+ \end{aligned} \quad (8)$$

Fisicamente, isto significa que é preciso uma quantidade infinita de energia de deformação para expandir um corpo contínuo.

7.4. Formas Equivalentes Da Função De Energia De Deformação

A função de energia de deformação, $\Psi(F)$, deve ser igual à função de energia de deformação $\Psi(F^+)$, gerada pelo segundo movimento $x^+ = \chi^+(X, t^+)$ que difere de χ por um movimento de corpo rígido. Através da regra de transformação para o gradiente de deformação, nota-se que Ψ não pode ser uma função arbitrária de F . Em particular, deve obedecer à restrição:

$$\psi(F) = \psi(F^+) = \psi(QF) \quad (9)$$

para todos os tensores F com $\det F > 0$ e para todo o tensor Q , uma vez que F se transforma em QF .

De forma a obter formulações equivalentes à equação 9 faz-se uma escolha especial para Q , nomeadamente o transposto do tensor de rotação ortogonal, R^T , donde se deduz:

$$\psi(F) = \psi(R^T F) = \psi(R^T R U) \quad (10)$$

E por último:

$$\psi(F) = \psi(U) \quad (11)$$

A partir da equação anterior, conclui-se que Ψ é independente da parte rotacional de $F=RU$ [54].

Sendo o tensor U , um tensor diagonal em que os valores próprios são as extensões ou alongamentos principais:

$$U = \begin{bmatrix} \lambda_1 & & \\ & \lambda_2 & \\ & & \lambda_3 \end{bmatrix} \quad (12)$$

Conclui-se, então que o material hiperelástico depende apenas do tensor de extensão simétrico à direita, U [59].

7.5. Formas Reduzidas De Equações Constitutivas

Considerando a função de energia de deformação, $\psi(F) = \psi(C)$ em relação ao instante t , é possível obter as seguintes expressões, que são válidas para qualquer tensor arbitrário \dot{F} , usando a regra da diferenciação em cadeia:

$$\begin{aligned} \dot{\psi} &= \text{tr} \left[\left(\frac{\partial \psi(F)}{\partial F} \right)^T \dot{F} \right] = \text{tr} \left[\left(\frac{\partial \psi(C)}{\partial C} \right) \dot{C} \right] = \\ &= \text{tr} \left[\frac{\partial \psi(C)}{\partial C} (\dot{F}^T F + F^T \dot{F}) \right] = 2 \text{tr} \left(\frac{\partial \psi(C)}{\partial C} \right) F^T \dot{F} \end{aligned} \quad (13)$$

Como C é um tensor de segunda ordem simétrico, o gradiente de tensor escalar, $\Psi(C)$, é também simétrico. Então deduz-se que:

$$\left(\frac{\partial \psi(F)}{\partial F} \right)^T = 2 \frac{\partial \psi(C)}{\partial C} F^T \quad (14)$$

Esta última, quando substituída na equação 5, resulta na forma reduzida da equação constitutiva para materiais hiperelásticos, nomeadamente:

$$T = J^{-1} F \left(\frac{\partial \psi(F)}{\partial F} \right)^T = 2 J^{-1} \frac{\partial \psi(C)}{\partial C} F^T \quad (15)$$

Estas expressões podem ser obtidas também para o tensor das primeiras tensões de Piola-Kirchhoff (P) e tensor das segundas tensões de Piola-Kirchhoff (S) [54].

$$P = 2F \frac{\partial \psi(C)}{\partial C} \quad (16)$$

$$S = 2 \frac{\partial \psi(C)}{\partial C} \quad (17)$$

7.6. Trabalho Realizado por Materiais Hiperelásticos

O trabalho realizado por um material hiperelástico durante um intervalo de tempo $[t_1, t_2]$, de acordo com a lei constitutiva presente na equação 4 é:

$$\begin{aligned}
W &= \int_{t_2}^{t_1} P : \dot{F} dt = \int_{t_2}^{t_1} \frac{\partial \psi(F)}{\partial F} : \dot{F} dt = \int_{t_2}^{t_1} \frac{D \psi(F)}{Dt} dt = \\
&= \psi(F_2) - \psi(F_1)
\end{aligned} \tag{18}$$

Ao contrário de materiais Cauchy - elásticos, o trabalho feito pelo campo de tensões num material hiperelástico depende apenas da configuração inicial e final: independente da trajectória.

Para processos fechados ($\mathbf{F}_1 = \mathbf{F}_2$), o trabalho é sempre nulo [59].

7.7. Materiais Isotrópicos Hiperelásticos

A propriedade designada de isotropia significa que a resposta do material em estudo (tensão-deformação) é a mesma em todas as direcções [62].

Em hiperelasticidade, pode ser demonstrado que um material é isotrópico quando $\Psi(F) = \Psi(FQ^T)$ para qualquer tensor ortogonal Q. A condição anterior pode também ser expressa pela seguinte expressão:

$$\psi(C) = \psi(QCQ^T) \tag{19}$$

Pode-se demonstrar que se uma função tensorial (Ψ) é invariante perante uma rotação (isotropia), então pode ser expressa em termos dos invariantes do seu argumento:

$$\psi(C) = \psi[I_1(C), I_2(C), I_3(C)] \tag{20}$$

Aplicando a regra da diferenciação em cadeia à equação anterior, obtêm-se as equações constitutivas de um material hiperelástico isotrópico em termos de invariantes:

$$S = 2 \frac{\partial \psi(C)}{\partial C} = 2 \left[\left(\frac{\partial \psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \psi}{\partial I_2} \right) I - \frac{\partial \psi}{\partial I_2} C + I_3 \frac{\partial \psi}{\partial I_3} C^{-1} \right] \tag{21}$$

E, tendo em conta a relação entre o segundo tensor das tensões de Piola-Kirchhoff e o tensor das tensões de Cauchy ($\sigma = J^{-1} F P F^T$) e que $b = F F^T$, obtêm-se:

$$\sigma = 2J^{-1} \left[I_3 \frac{\partial \psi}{\partial I_3} I + \left(\frac{\partial \psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \psi}{\partial I_2} \right) b - \frac{\partial \psi}{\partial I_2} b^2 \right] \quad (22)$$

$$\sigma = 2J^{-1} \left[\left(I_2 \frac{\partial \psi}{\partial I_2} + I_3 \frac{\partial \psi}{\partial I_3} \right) I + \frac{\partial \psi}{\partial I_1} b - I_3 \frac{\partial \psi}{\partial I_2} b^{-1} \right] \quad (23)$$

Se Ψ é invariante, então pode ser expressa em termos dos alongamentos relativos principais $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$:

$$\psi(C) = \psi[\lambda_1(C), \lambda_2(C), \lambda_3(C)] \quad (24)$$

7.8. Materiais Incompressíveis Hiperelásticos

Os materiais que podem sustentar deformações finitas, sem alterações apreciáveis de volume são designados de incompressíveis. Sob condições de incompressibilidade:

$$J = \det(F) = 1 \quad (25)$$

Para se obter as equações constitutivas para materiais incompressíveis postula-se a seguinte função de energia armazenada:

$$\psi = \psi(F) - p(J - 1) \quad (26)$$

Onde p é um multiplicador de Lagrange que pode ser identificado como pressão hidrostática.

Diferenciando esta última equação em relação ao gradiente de deformação F o tensor das primeiras tensões de Piola-Kirchhoff (P) pode ser obtido:

$$P = -pF^{-T} + \frac{\partial \psi(F)}{\partial F} \quad (27)$$

O segundo tensor de Piola-Kirchhoff pode ser obtido como:

$$S = -pF^{-1}F^{-T} + F^{-1} \frac{\partial \psi(F)}{\partial F} = -pC^{-1} + 2 \frac{\partial \psi(C)}{\partial C} \quad (28)$$

E ainda resolvendo $P = J\sigma F^{-T}$, tensor de Cauchy é obtido:

$$\sigma = -pI + \frac{\partial\psi(F)}{\partial F} F^T = -pI + F \left(\frac{\partial\psi(F)}{\partial F} \right)^T \quad (29)$$

7.9. Hiperelasticidade Isotrópica Incompressível

Considerando um material hiperelástico incompressível, I_3 é igual a 1. Então,

$$\psi = \psi[I_1, I_2] - \frac{1}{2} p(I_3 - 1) \quad (30)$$

Com base na equação anterior, o segundo tensor das tensões de Piola-Kirchhoff é representado por:

$$\tilde{T} = -pC^{-1} + 2 \left(\frac{\partial\psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial\psi}{\partial I_2} \right) I - 2 \frac{\partial\psi}{\partial I_2} C \quad (31)$$

E o tensor das tensões de Cauchy:

$$\sigma = -pI + \frac{\partial\psi}{\partial I_1} b - 2 \frac{\partial\psi}{\partial I_2} b^{-1} \quad (32)$$

Recorrendo, aos termos de alongamentos relativos principais obtêm-se:

$$\psi = \psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) - \frac{1}{2} p(J - 1) \quad (33)$$

Aqui, as tensões principais de Cauchy vão ser obtidas como:

$$\sigma_i = -p + \lambda_i \frac{\partial\psi}{\partial \lambda_i} \quad (34)$$

E as tensões principais de Piola-Kirchhoff podem ser escritas como:

$$T_o = -\frac{1}{\lambda_i} p + \frac{\partial \psi}{\partial \lambda_i} \quad (35)$$

$$\tilde{T} = -\left(\frac{1}{\lambda_i}\right)^2 p + \frac{1}{\lambda_i} \frac{\partial \psi}{\partial \lambda_i} \quad (36)$$

Por último, neste caso, a restrição compressibilidade $J = \det (F) = 1$ assume a forma de:

$$\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (37)$$

7.10. Modelos hiperelásticos

Existem vários modelos que permitem simular o comportamento hiperelástico de vários materiais, nomeadamente o de Ogden, Mooney-Rivlin e Neo-Hookean.

7.10.1. Modelo de Ogden para Materiais Incompressíveis

Este modelo é usado para descrever o comportamento não linear de materiais complexos como tecidos biológicos. A sua função da energia de deformação é dependente dos alongamentos principais, $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$:

$$\psi = \psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (38)$$

Com as condições:

$$2\mu = \sum_{p=1}^N \mu_p \alpha_p \quad \text{com} \quad \mu_p \alpha_p > 0 \quad (39)$$

Onde:

- N é um número inteiro positivo que controla o número de termos da série;
- μ_p são os módulos de corte;
- α_p são as constantes adimensionais.

Quando N=3 existe uma excelente correlação com os dados experimentais [59][60].

7.10.2. Modelo de Mooney-Rivlin para Materiais Incompressíveis

Este modelo é um caso particular do modelo de Odgen obtido através de $N = 2$, $\alpha_1 = 2$ e $\alpha_2 = -2$:

$$\psi = C_1(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + C_2(\lambda_1^{-2} + \lambda_2^{-2} + \lambda_3^{-2} - 3) = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (40)$$

com $C_1 = \frac{\mu_1}{2}$ e $C_2 = -\frac{\mu_2}{2}$.

Usando a equação 39, o módulo de corte μ tem o valor de $\mu_1 - \mu_2$.

É um dos métodos mais conhecidos e utilizados, principalmente na simulação do comportamento de borrachas e derivados. Tem uma boa convergência para um intervalo relativamente grande de deformações [59][60].

7.10.3. Modelo de Neo-Hookean para Materiais Incompressíveis

Este é também um caso particular do modelo de Odgen, atribuindo $N = 1$ e $\alpha_1 = 2$:

$$\psi = C_1(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) = C_1(I_1 - 3) \quad (41)$$

com $C_1 = \frac{\mu_1}{2}$ e o módulo de corte $\mu = \mu_1$.

Este modelo constitutivo é simples, porque a função de energia de deformação envolve apenas um único parâmetro [59][60].

PARTE III – TRABALHO PRÁTICO

Capítulo I – Modelo Numérico 3D De Elementos Finitos Saudável

Capítulo II – Modelo Numérico 3D De Elementos Finitos Patológico

Capítulo III – Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo

Capítulo IV – Resultados e Discussão

Capítulo I – Modelo Numérico 3D De Elementos Finitos Saudável

1.1. Introdução

Para a construção do modelo numérico 3D de elementos finitos foi necessário proceder a uma pesquisa sobre a anatomia da coluna cervical (capítulo II).

Desta forma, a construção deste modelo foi subdividida em várias partes, nomeadamente as vértebras, o disco IV com os seus três principais componentes (núcleo pulposo, anel fibroso e fibras lamelares), as placas cartilagosas, os ligamentos e as articulações intervertebrais. Neste capítulo será apresentada toda a metodologia necessária para a obtenção deste modelo.

1.2. Vértebras C4, C5 e C6

A geometria das vértebras foi obtida através de uma tomografia computadorizada (TC) de uma coluna saudável de uma base de dados disponível na Internet [63].

A primeira etapa, para o tratamento consistiu no seu “amaciamento”, como ilustram as figuras 60 e 61 para a vértebra C5. As marcas a vermelho representam os locais que sofreram o “amaciamento” da superfície, evitando assim problemas durante a concepção da malha. Este procedimento foi repetido para as vértebras C4 e C6.

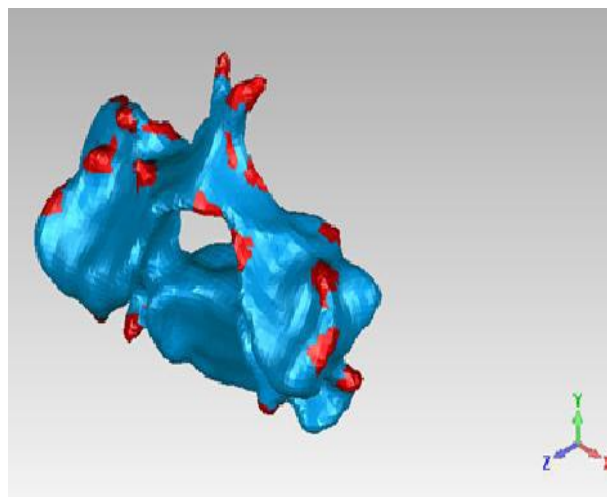


Figura 60. Vértebra C5 antes do “amaciamento”.

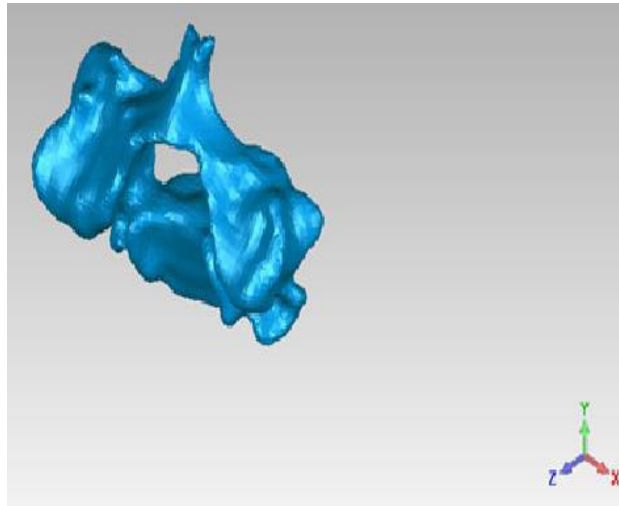


Figura 61. Vértebra C5 após “amacramento”.

Para cada vértebra foi então criada uma malha de elementos tetraédricos lineares de 4 nós, C3D4, como ilustram as figuras de 62 a 64. As vértebras foram consideradas como corpos rígidos, uma vez que a sua deformação é bastante inferior à deformação do disco.

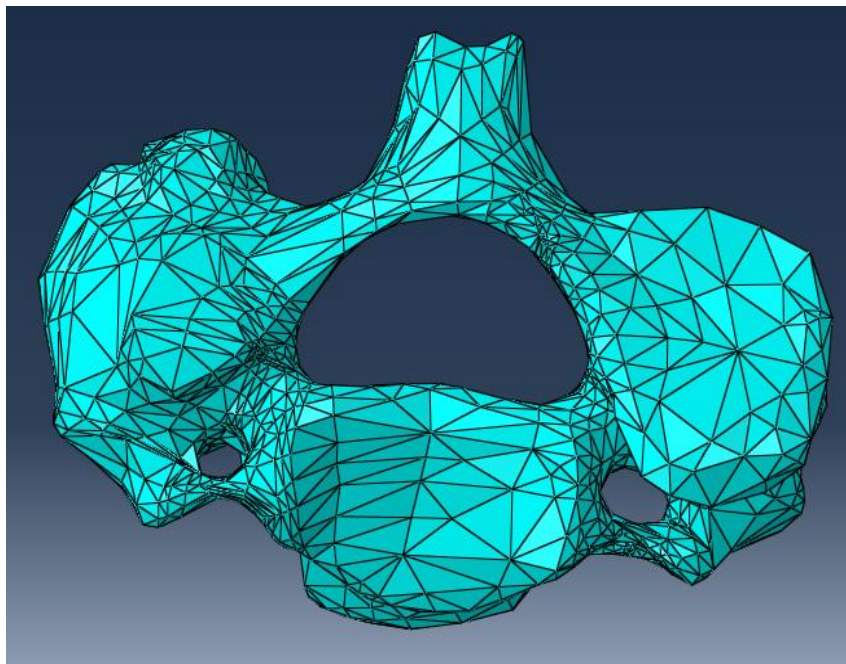


Figura 62. Malha de elementos finitos da vértebra C4.

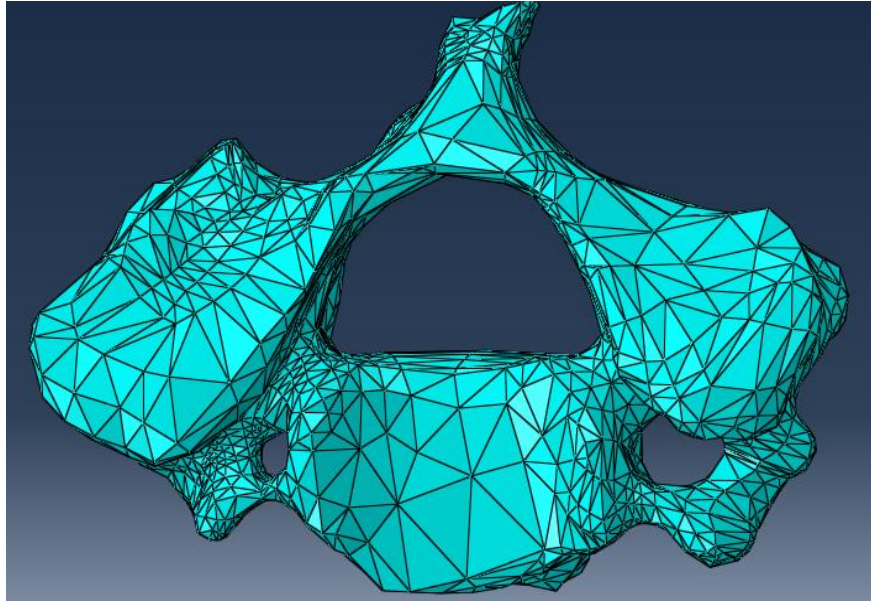


Figura 63. Malha de elementos finitos da vértebra C5.

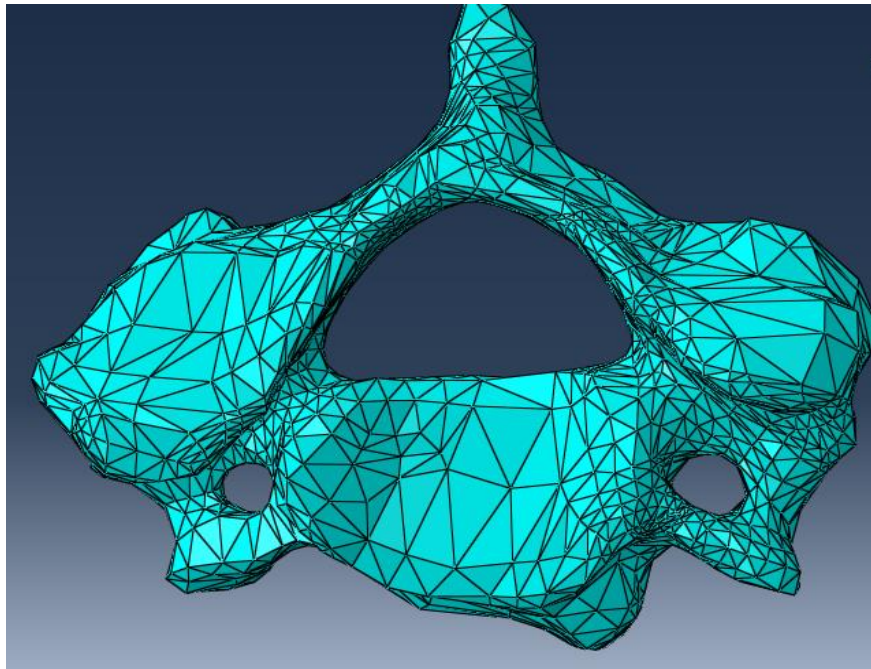


Figura 64. Malha de elementos finitos da vértebra C6.

A vértebra C4 tem aproximadamente 60,83 mm de largura e 52,88 mm de altura; a vértebra C5 tem aproximadamente 62,02 mm de largura e 46,81 mm de altura e a vértebra C6 tem aproximadamente 59,54 mm de largura e 51,88 mm de altura.

A vértebra C4 possuiu 2380 nós e 9397 elementos, a vértebra C5 possui 2381 nós e 9397 elementos, enquanto a vértebra C6 possui 2632 nós e 10372 elementos.

1.3. Disco Intervertebral

Após a preparação das vértebras, foi necessário obter o disco IV. Este não foi retirado de uma base de dados tal como as vértebras dado que numa tomografia computadorizada normal, este não é visível devido à sua baixa densidade; sendo assim o disco foi construído.

Como já foi referido, o disco IV é constituído por duas secções, uma parte mais externa denominada de anel fibroso e uma mais interna denominada de núcleo pulposo [12].

Inicialmente, construiu-se o disco IV como um sólido, que mais tarde sofreu alterações. A procura de informação na literatura sobre as características do disco IV das vértebras cervicais revelou-se inicialmente um pouco infrutífera visto que os dados encontrados eram escassos. No entanto, após uma pesquisa exaustiva em alguns artigos publicados verificou-se que o disco IV toma uma forma oval, devendo esta ser definida de acordo com o seu local de encaixe nas vértebras, tal como a sua espessura que deverá tomar o valor necessário para preencher o espaço entre duas vértebras [64].

Desta forma, a geometria de um dos discos foi criada usando a superfície inferior da vértebra C4 e a superior da vértebra C5. Na superfície inferior da vértebra C4 projectaram-se alguns pontos para formar uma elipse, que mais tarde foi extrudida até à superfície superior da vértebra C5. Este procedimento foi repetido para o disco IV entre a superfície inferior da vértebra C5 e a superfície superior da vértebra C6.

Na figura 65 e 66 encontram-se representadas as geometrias do disco IV, como um todo, ainda sem as regiões correspondentes ao anel fibroso e núcleo pulposo.

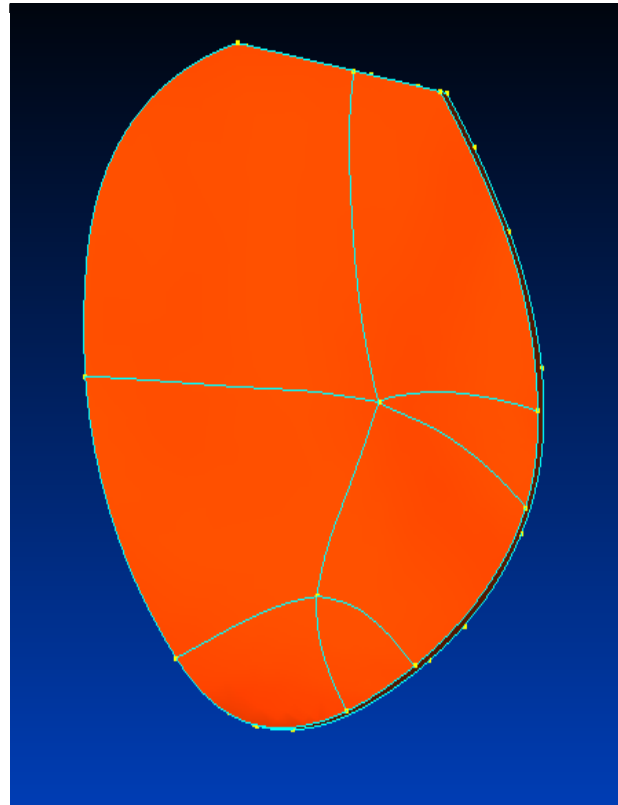


Figura 65. Geometria do disco IV entre C4 e C5.

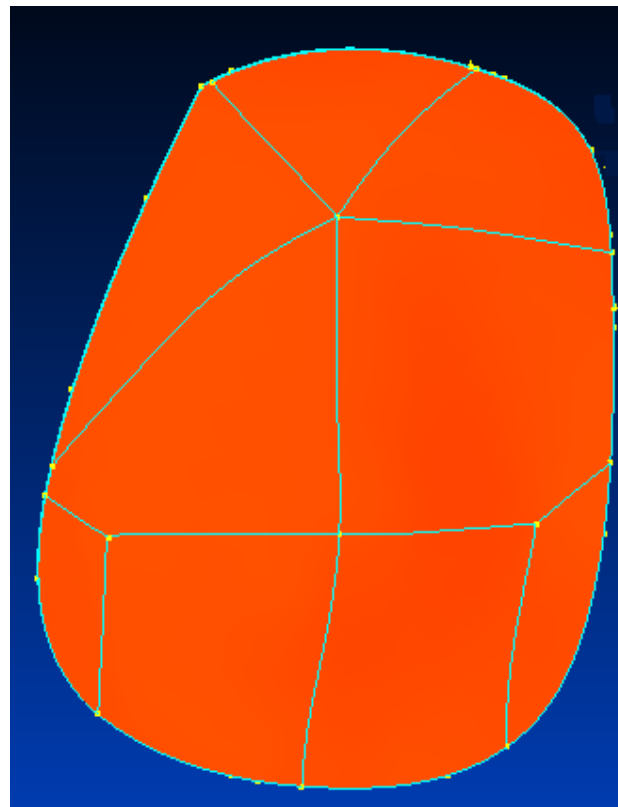


Figura 66. Geometria do disco IV entre C5 e C6.

Após este primeiro passo, procedeu-se à realização do núcleo pulposo. Segundo a literatura, este deve ocupar entre 30 % a 50 % da área total do disco IV e possuir uma forma circular [65]. As geometrias do disco IV com a identificação das regiões do núcleo pulposo e do anel fibroso encontram-se representadas nas figuras 67 e 68.

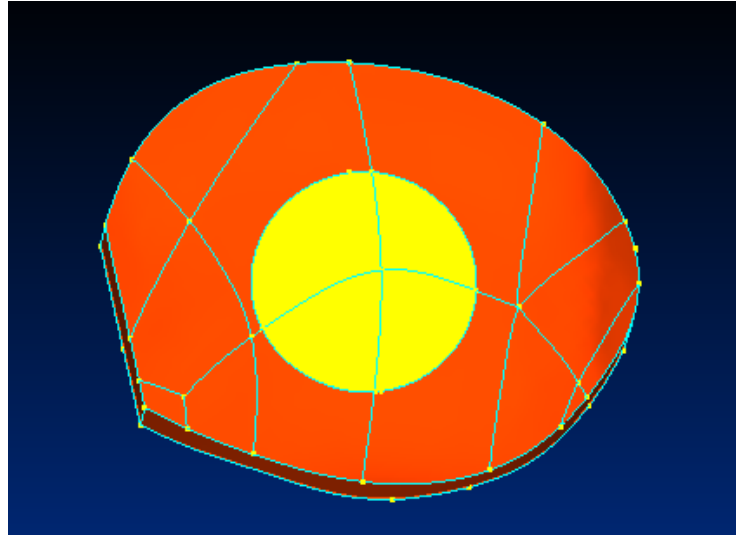


Figura 67. Geometria do núcleo pulposo entre as vértebras C4 e C5 (com cor amarela) e do anel fibroso (com cor laranja).

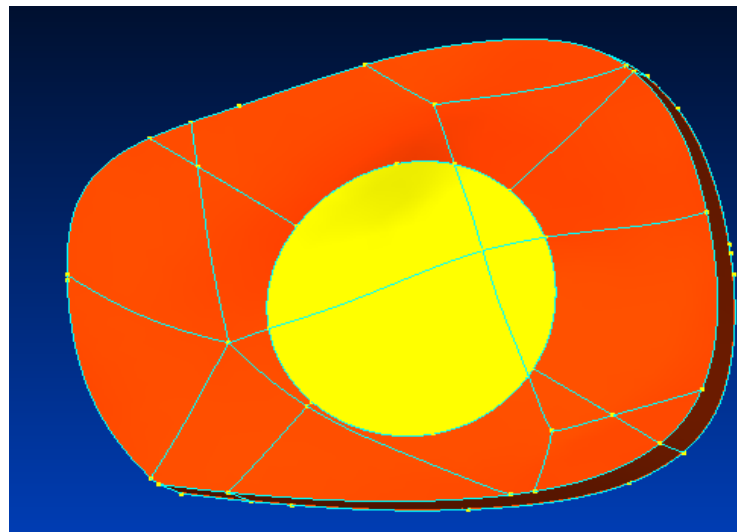


Figura 68. Geometria do núcleo pulposo entre as vértebras C5 e C6 (com cor amarela) e do anel fibroso (com cor laranja).

Posteriormente, à obtenção das geometrias mencionadas foi necessário criar as respectivas malhas de elementos finitos. Para tal foi necessário reflectir sobre o tipo de elementos a adoptar. Escolheram-se elementos hexaédricos tridimensionais de 8 nós, C3D8H, pelo facto de estas geometrias serem mais simples do que as encontradas nas vértebras e ainda porque estes elementos apresentam melhores resultados do que os elementos tetraédricos, obtendo-se uma malha mais refinada. Para o efeito, foi

necessário criar um pequeno quadrado, onde através dos vértices deste se fez cortes quer no núcleo pulposo quer no anel fibroso, como se ilustra na figura 69 e 70.

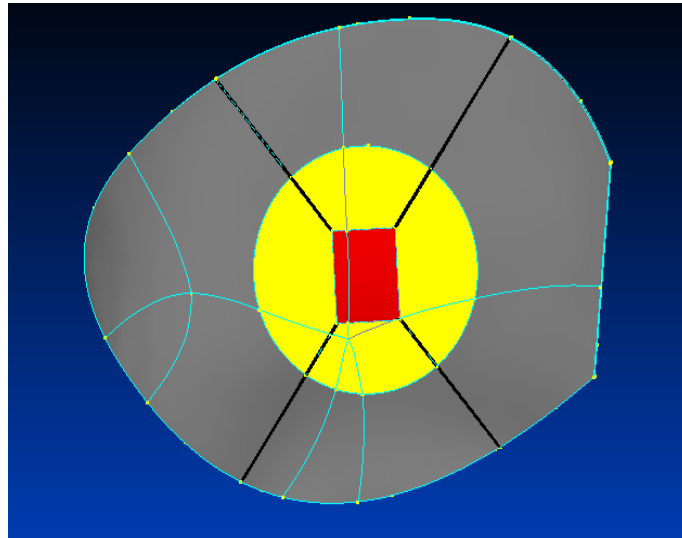


Figura 69. Geometria do quadrado (com cor de tijolo) e cortes (com cor preta) ao longo do disco IV (vértebra C5 e C6).

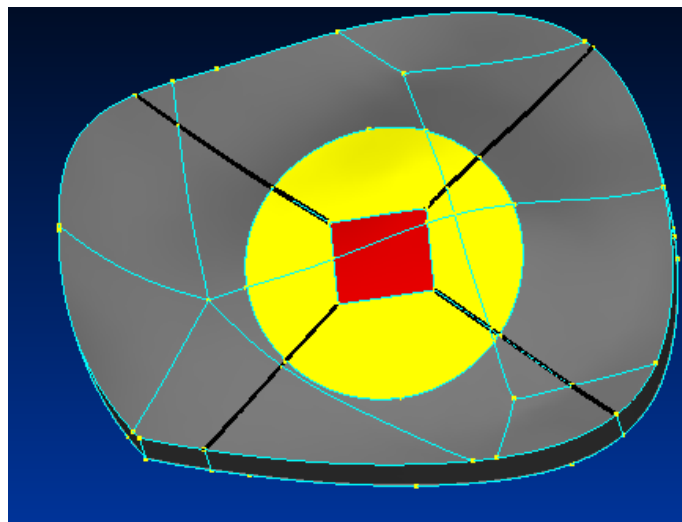


Figura 70. Geometria do quadrado (com cor de tijolo) e cortes (com cor preta) ao longo do disco IV (vértebra C5 e C6).

Assim, foi possível realizar a malha representada nas figuras 71 e 72 com elementos hexaédricos.

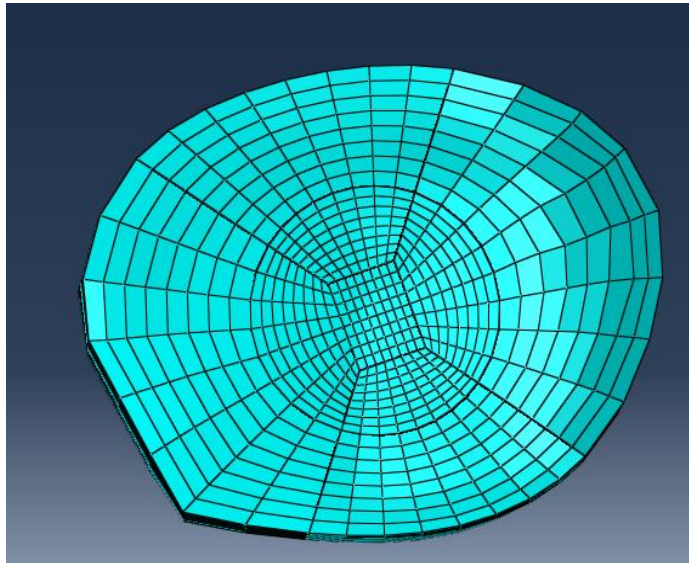


Figura 71. Malha de elementos finitos do disco IV entre as vértebras C5 e C6.

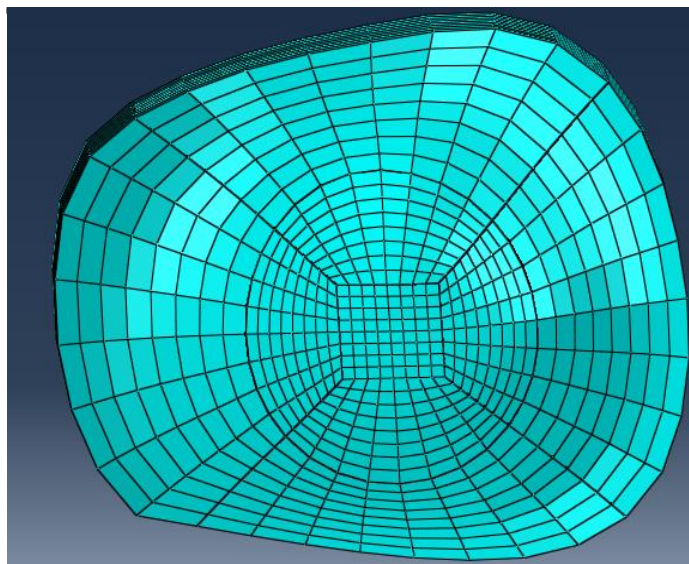


Figura 72. Malha de elementos finitos do disco IV entre as vértebras C4 e C5.

A malha do anel fibroso foi realizada com 8 linhas por 8 colunas pelo facto de este ser o número de fibras que constituem o anel fibroso e que mais tarde foram criadas [66].

Desta forma, o disco IV, entre as vértebras C4 e C5, possui 3645 nós no núcleo pulposo e 2916 nós no anel fibroso e ainda 2560 elementos no núcleo pulposo e 2048 elementos no anel fibroso. Em relação ao disco IV entre as vértebras C5 e C6 foi discretizado considerando 2592 nós e 2048 elementos para o núcleo pulposo e 2745 nós e 2559 elementos para o anel fibroso.

Como já referido anteriormente, as fibras presentes na coluna cervical formam um conjunto de oito camadas. Estas fazem entre si um ângulo entre 30° a 50° e são fibras com direcções opostas de camada para camada [64][67]. Todas estas características foram tomadas em consideração no desenvolvimento das fibras.

A primeira etapa resultou na divisão do anel fibroso em 8 camadas como ilustram as figuras 73 e 74.

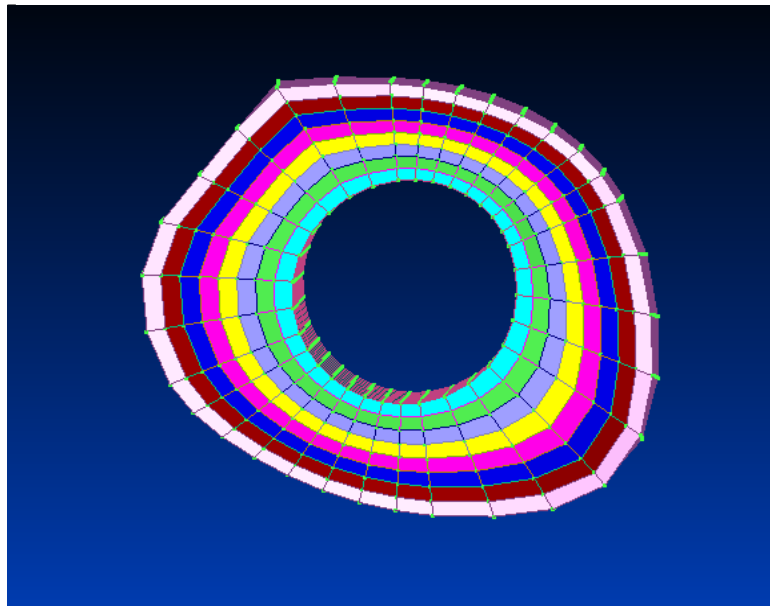


Figura 73. Anel fibroso dividido em 8 camadas, com a camada mais externa representada a rosa claro e a camada mais interna a azul-turquesa (vértebra C4 e C5).

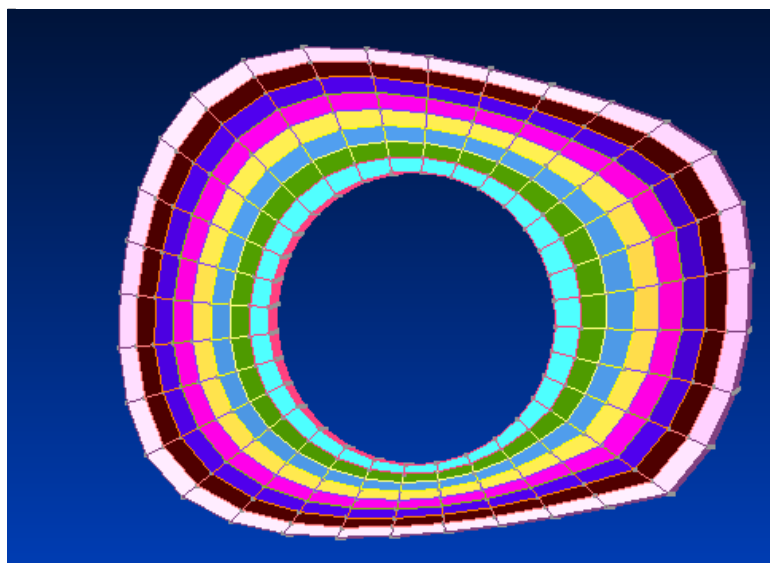


Figura 74. Anel fibroso dividido em 8 camadas, com a camada mais externa representada a rosa claro e a camada mais interna a azul-turquesa (vértebra C5 e C6).

Seguidamente foram elaboradas as fibras de camada a camada, pela produção de linhas nas arestas superiores e inferiores dos elementos de camada a camada; a meio destas linhas colocou-se um ponto e a partir daqui ligaram-se estes desde a recta inferior à recta superior com uma distância de um elemento para assim perfazer um ângulo entre 30° a 50° . A figura 75 ilustra este procedimento.

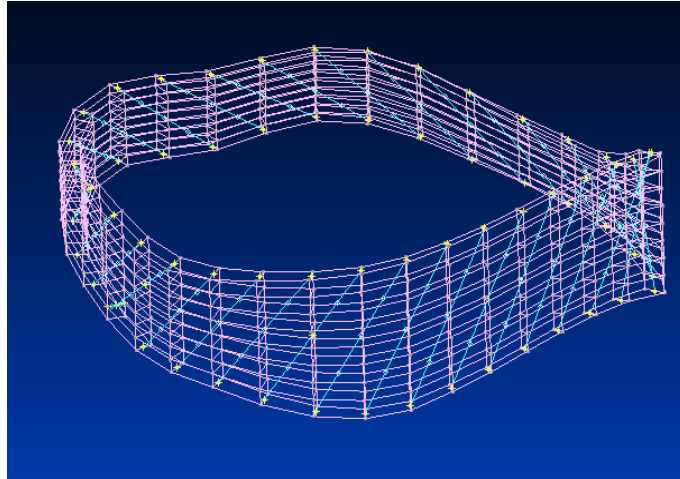


Figura 75. A cor rosa, a primeira camada para as fibras; A cor amarela, pontos para formação das linhas nas arestas; A cor azul, as fibras da primeira camada.

A figura 76 representa uma das fibras da primeira e segunda camada, podendo observar-se as diferentes orientações das mesmas.

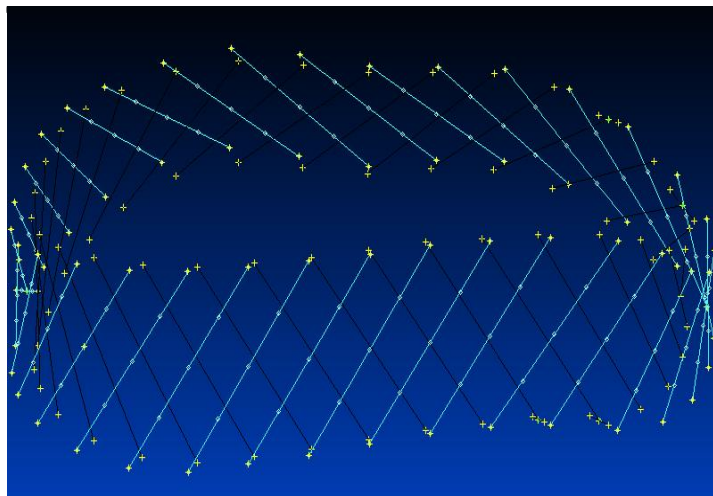


Figura 76. Primeira (com cor azul) e segundas (com cor preta) camadas das fibras do anel fibroso.

A figura 77 e 78 representam em diferentes perspectivas as 8 camadas de fibras de cada anel fibroso que foram criadas.

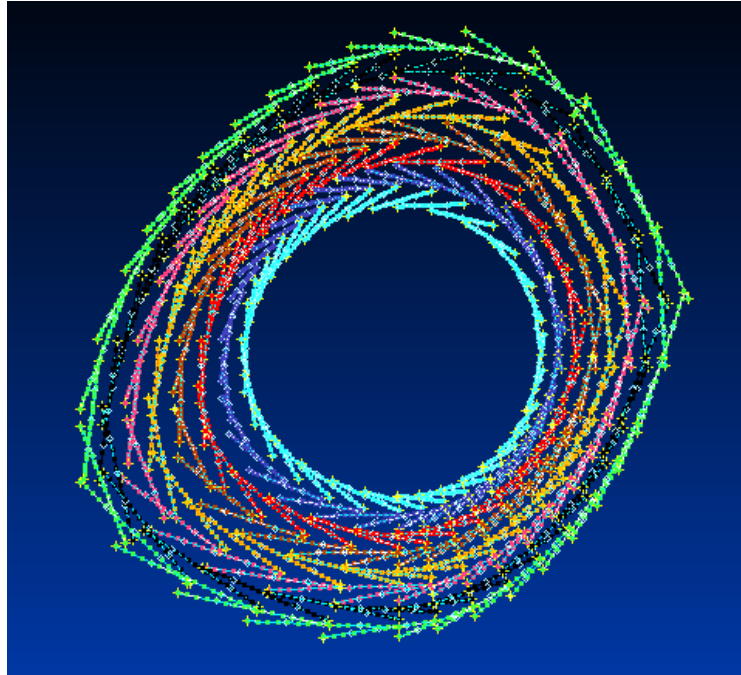


Figura 77. Fibras do anel fibroso do anel fibroso da unidade funcional C4-C5.

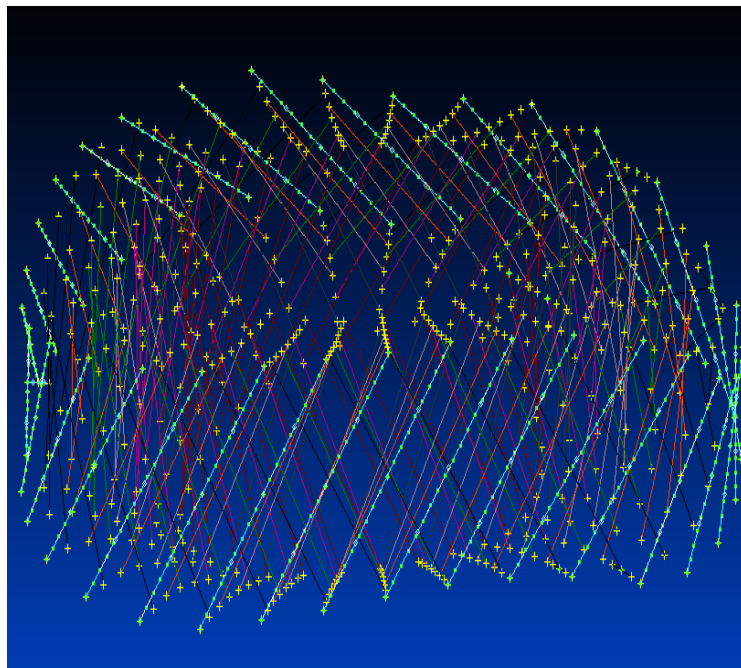


Figura 78. Fibras do anel fibroso do anel fibroso da unidade funcional C5-C6.

Após o desenvolvimento da estrutura das fibras, foi necessário obter os elementos e os nós da malha de elementos finitos. Estes foram executados para cada camada de fibras, sendo os elementos considerados elementos de barra, sem resistência à compressão, T3D2. A figura 79 representa uma das camadas de fibras mais externa com os respectivos nós e elementos.

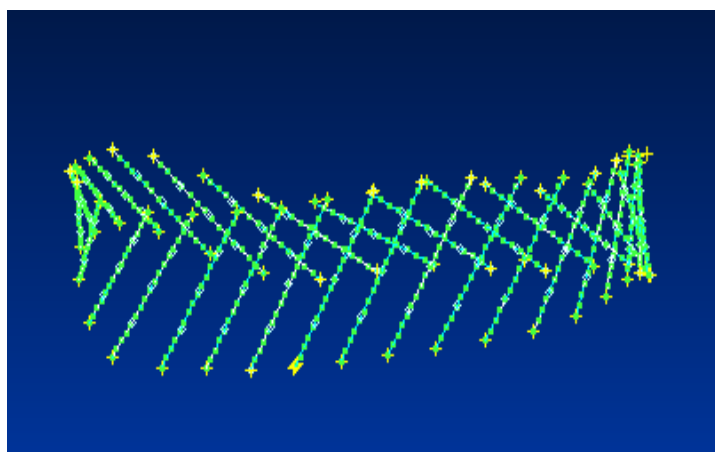


Figura 79. Elementos e nós da camada mais externa de fibras.

A tabela 5 apresenta o número de nós e elementos das 8 camadas de fibras executadas no anel entre as vértebras C4 e C5, enquanto a tabela 6 representa o número de nós e elementos das fibras do anel para o segmento funcional C5 e C6; a tabela 7 apresenta a espessura destas fibras.

Tabela 5. Características da malha de elementos finitos

Componentes	Número de nós	Número de elementos
Fibras da camada 1	2	495
Fibras da camada 2	2	475
Fibras da camada 3	2	467
Fibras da camada 4	2	455
Fibras da camada 5	2	444
Fibras da camada 6	2	437
Fibras da camada 7	2	437
Fibras da camada 8	2	436

Tabela 6. Características da malha de elementos finitos

Componentes	Número de nós	Número de elementos
Fibras da camada 1	2	467
Fibras da camada 2	2	470
Fibras da camada 3	2	448
Fibras da camada 4	2	446
Fibras da camada 5	2	447
Fibras da camada 6	2	452
Fibras da camada 7	2	464
Fibras da camada 8	2	518

Tabela 7. Espessura das fibras

Tipos de fibras	Espessura (mm ²)	Ref.
Camada 1 e 2	0.09	[68]
Camada 3 e 4	0.19	
Camada 5 e 6	0.23	
Camada 7 e 8	0.19	

Finalmente foi importante, a utilização da função “Embedded”. Esta tem como objectivo embutir as fibras nas respectivas camadas do anel fibroso de modo a que sempre que seja aplicada uma carga, estas tomem o mesmo alongamento que o disco IV, ou seja, acompanhem o seu deslocamento. Este processo encontra-se representado nas figuras 80 e 81 para as fibras do anel entre as vértebras C5 e C6, onde se consegue observar o alongamento do núcleo pulposo e das fibras, resultante da aplicação de uma carga, como era pretendido. Nestas imagens o anel fibroso encontra-se omitido para se conseguir visualizar melhor as fibras. Este processo foi executado também para as fibras do anel da unidade funcional C4-C5.

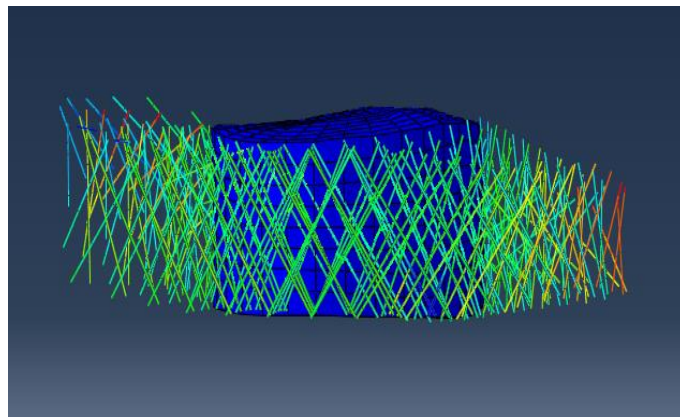


Figura 80. Fibras e disco IV antes do deslocamento.

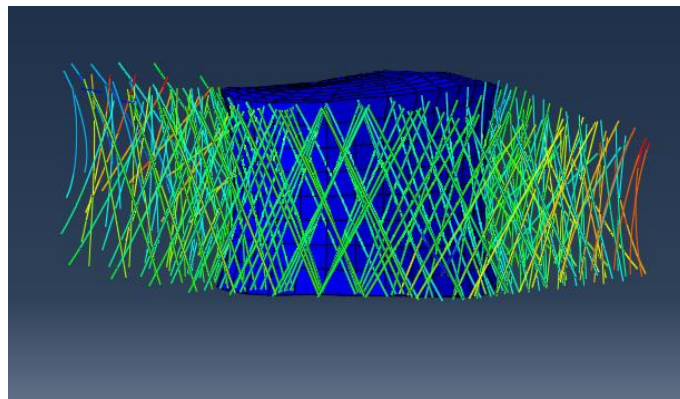


Figura 81. Fibras e disco após o deslocamento.

1.4. Placas Cartilagosas

Para a realização das placas cartilagosas, utilizou-se a primeira e última camada de elementos do disco IV (quer do núcleo pulposo, quer do anel fibroso), como ilustram as figuras 82 e 83.

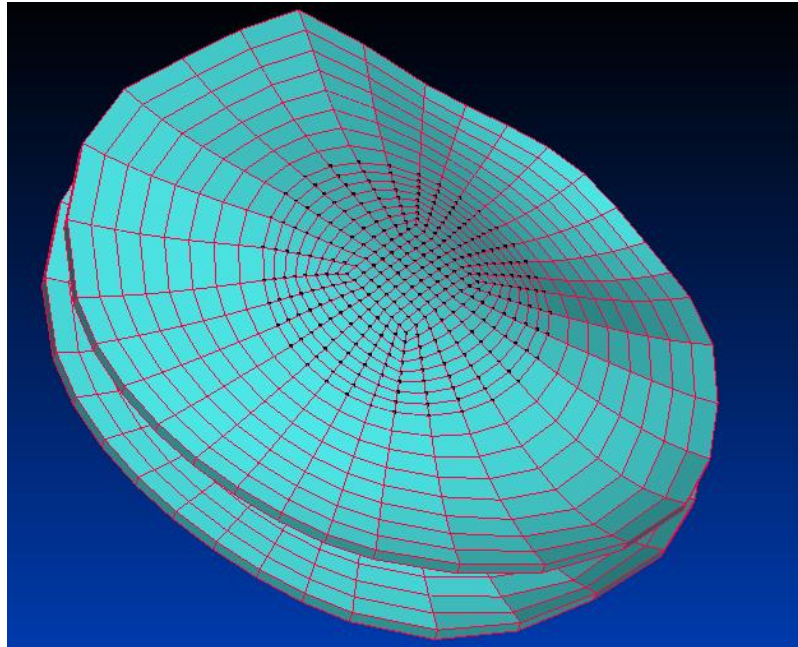


Figura 82. Malha das placas cartilagosas da unidade funcional C4-C5.

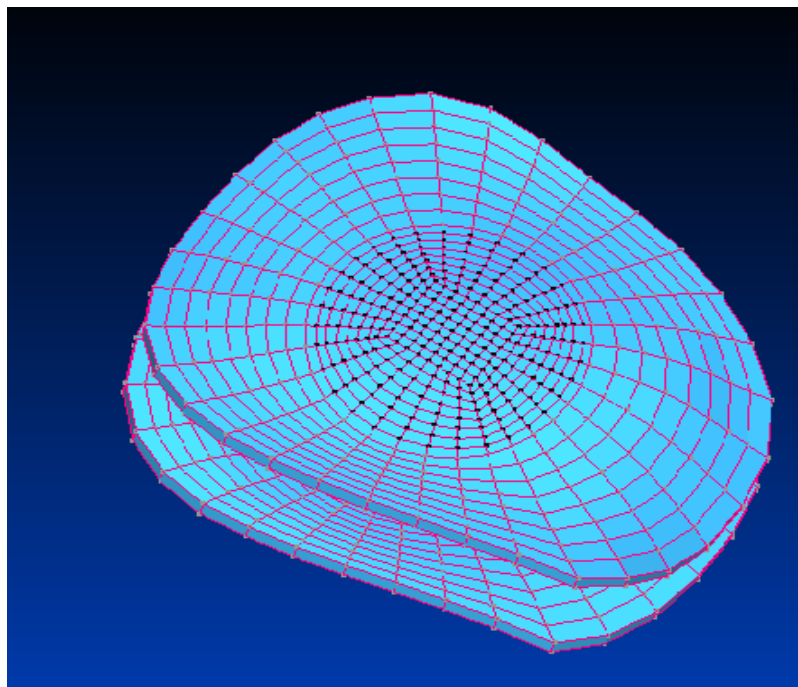


Figura 83. Malha das placas cartilagosas da unidade funcional C5-C6.

A malha das placas cartilaginosas foi a mesma adoptada para o disco IV, ou seja, elementos hexaédricos tridimensionais de 8 nós, C3D8H. Assim, a placa entre as vértebras C4 e C5 possui 2104 nós e 1024 elementos e a placa entre as vértebras C5 e C6 possui 2372 nós e 1152 elementos.

1.5. Ligamentos

A metodologia para a realização dos ligamentos foi muito semelhante à utilizada para o desenvolvimento das fibras do anel fibroso, ou seja, para cada ligamento utilizou-se um nó da vertebra superior e um nó da vértebra inferior. De seguida, estes nós foram ligados formando assim um elemento de barra.

Os ligamentos da coluna cervical dividem-se em 6 grandes grupos, os quais foram executados neste modelo, como ilustram as figuras 84 a 89.

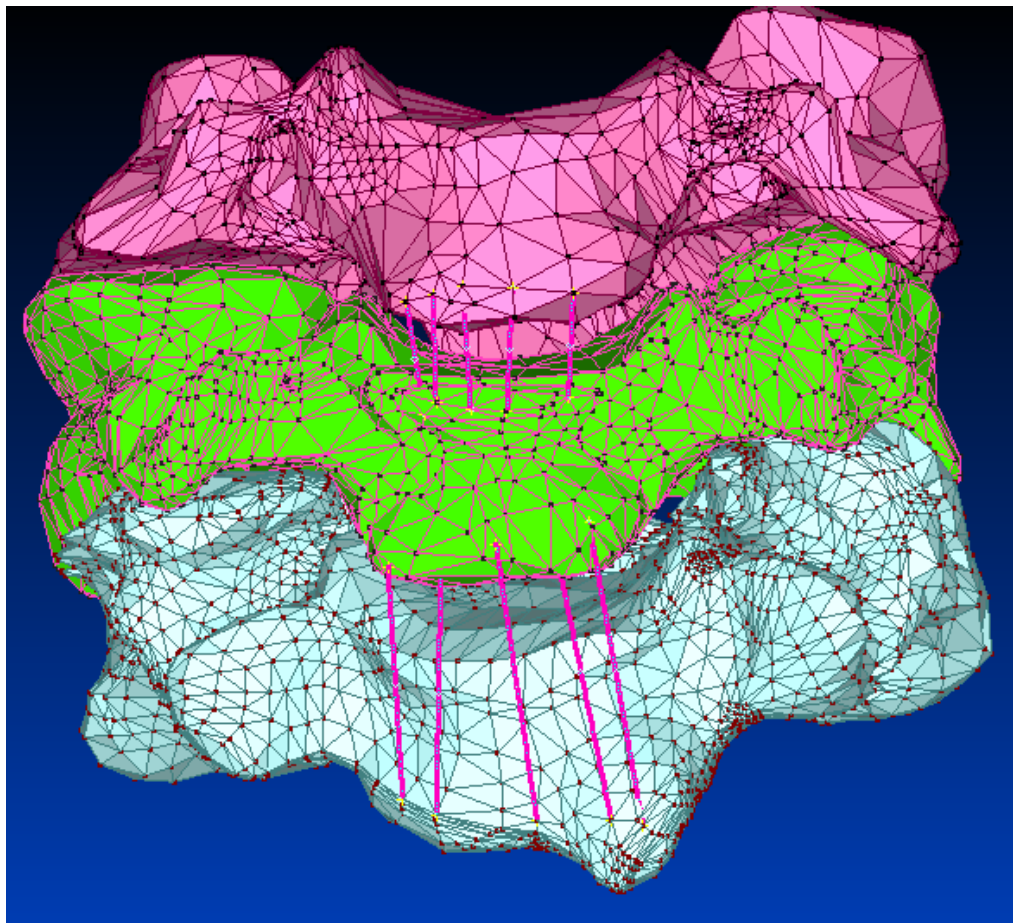


Figura 84. Representação dos ligamentos ALL.

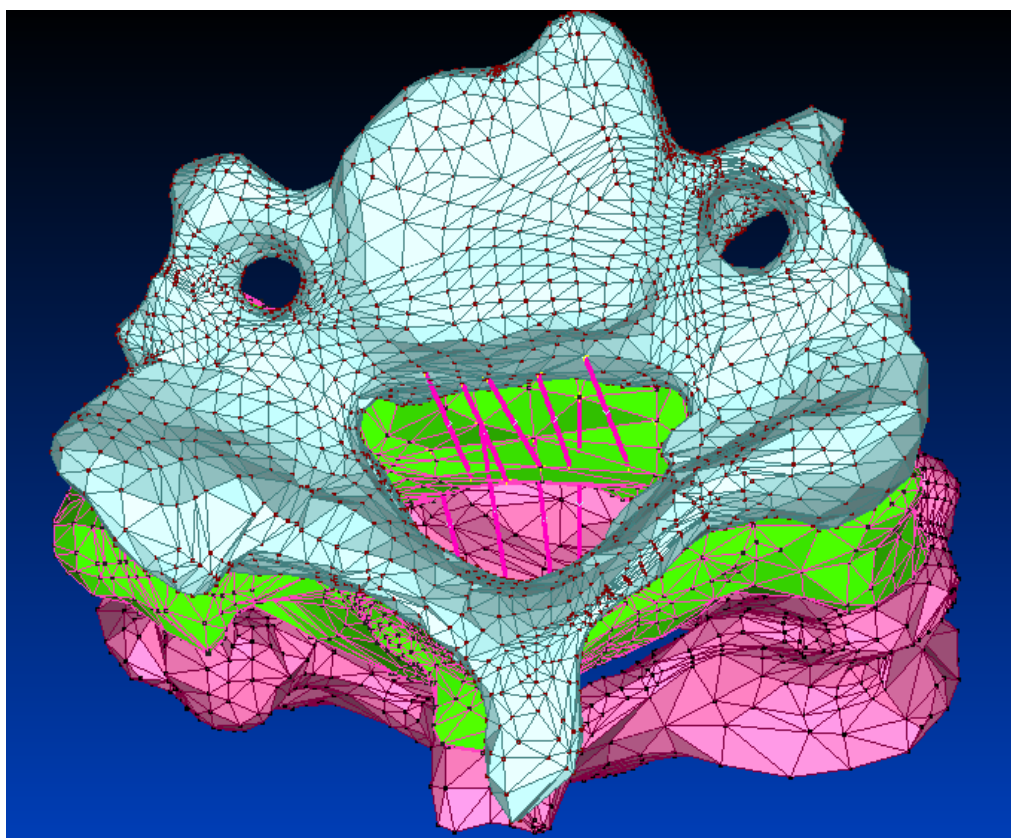


Figura 85. Representação dos ligamentos PLL.

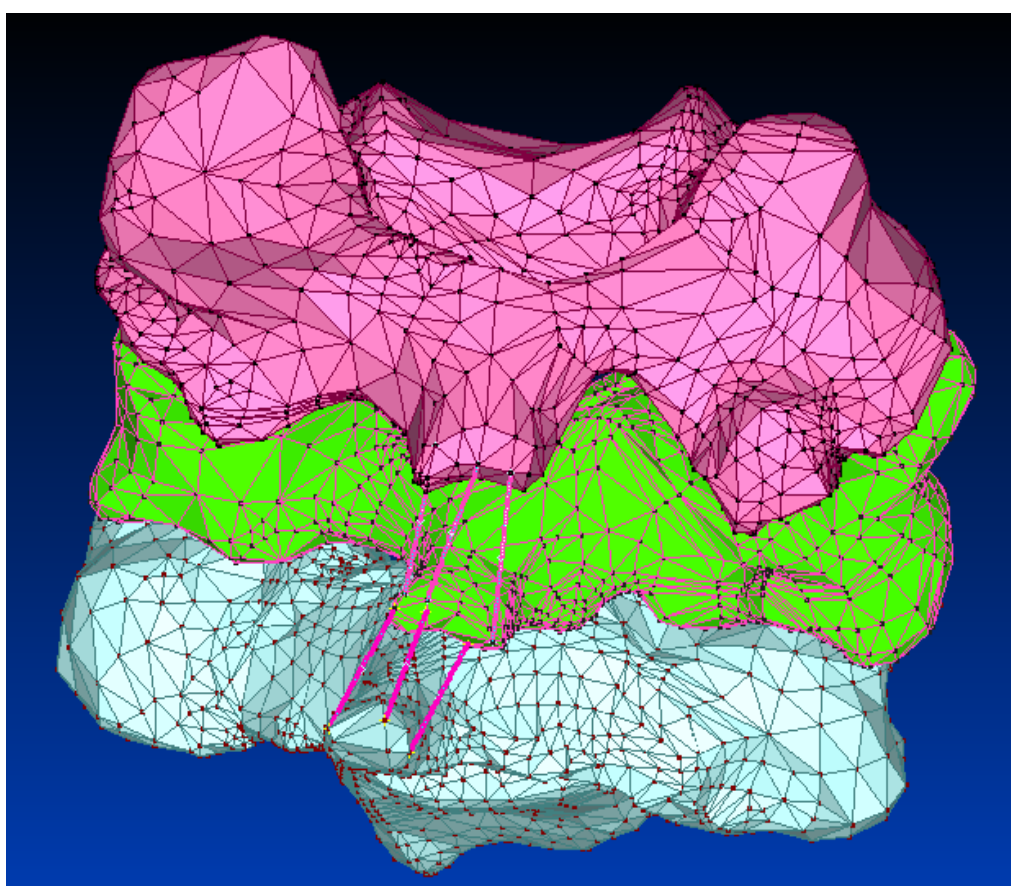


Figura 86. Representação dos ligamentos SSL.

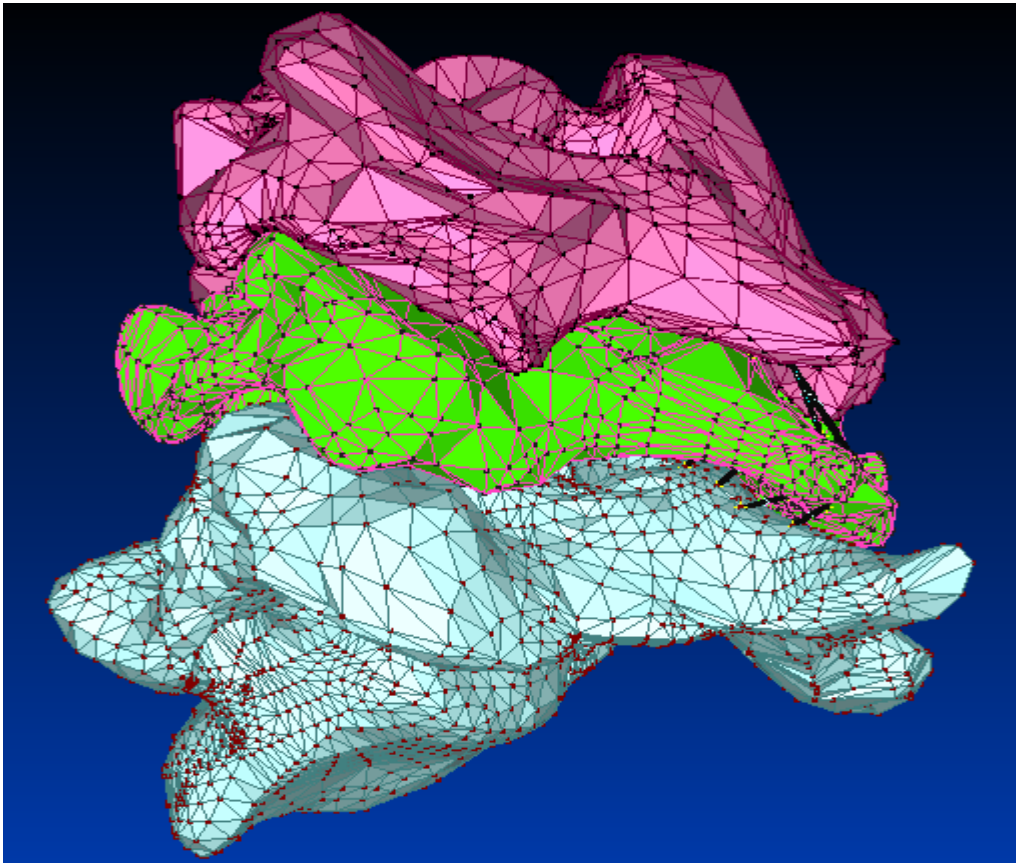


Figura 87. Representação dos ligamentos ISL (representado a cor preta).

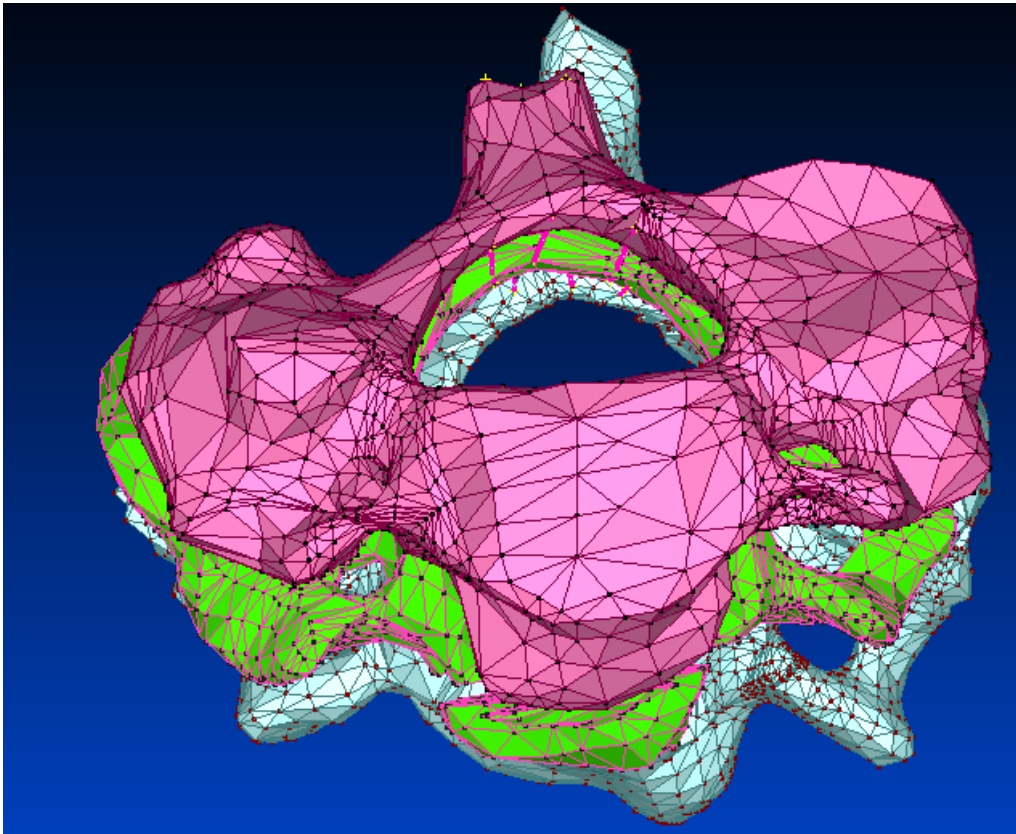


Figura 88. Representação dos ligamentos LF.

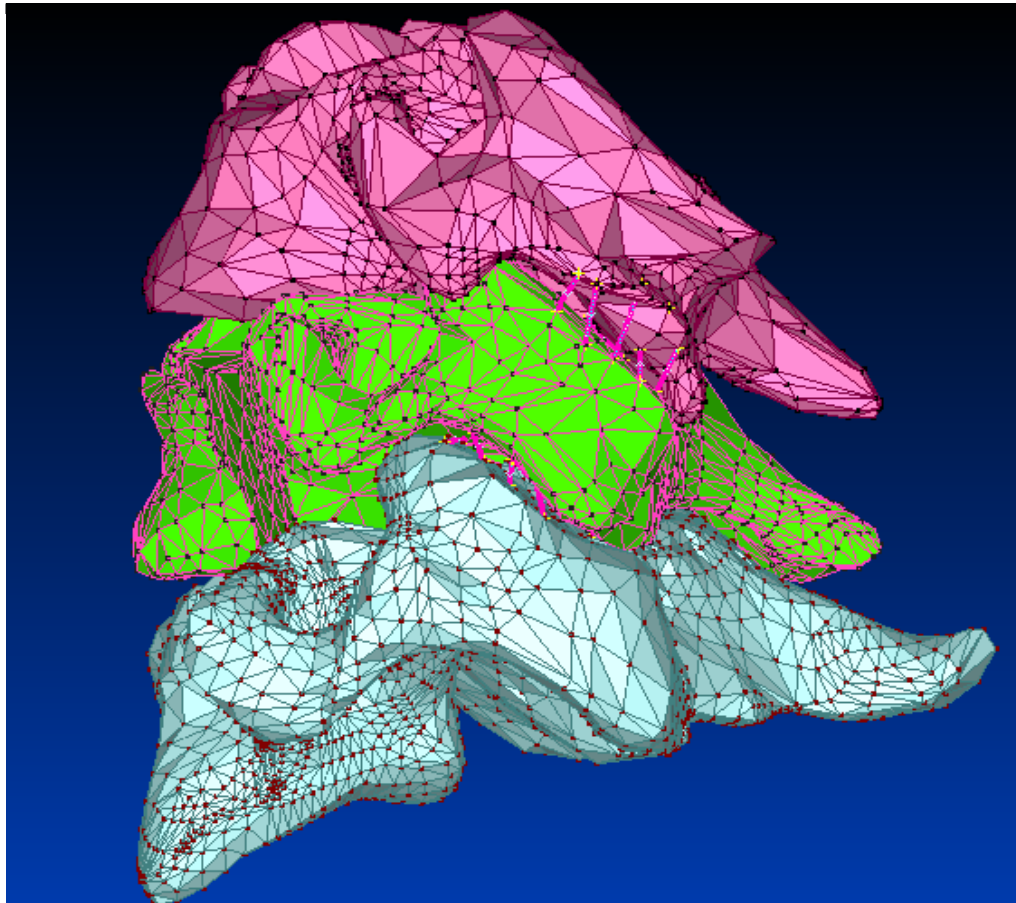


Figura 89. Representação dos ligamentos CL.

Os ligamentos tal como as fibras foram modeladas como elementos de barra, T3D2. Na tabela 8 encontram-se apresentadas duas características que foram tomadas em conta na elaboração destes, nomeadamente a área de secção transversal e a quantidade de cada ligamento; na tabela 9 e 10 encontram-se apresentados o número de nós e de elementos que cada tipo de ligamento possui.

Tabela 8. Características dos ligamentos

Tipo de ligamento	Quantidade	Ref.	Área de secção (mm²)	Ref.
ALL	5	[68]	12,1	[69]
PLL	5	[68]	14,7	[69]
ISL	4	[70]	13,4	[69]
LF	3	[68]	48,9	[69]
SSL	3	[70]	5	[71]
CL	12	[68]	46,6	[72]

Tabela 9. Características da malha de elementos finitos dos ligamentos entre C4-C5.

Tipo de ligamento	Número de nós	Número de elementos
ALL	2	5
PLL	2	5
ISL	2	4
LF	2	3
SSL	2	3
CL	2	12

Tabela 10. Características da malha de elementos finitos dos ligamentos entre C5-C6.

Tipo de ligamento	Número de nós	Número de elementos
ALL	2	5
PLL	2	5
ISL	2	4
LF	2	3
SSL	2	3
CL	2	12

1.6. Articulações intervertebrais

A primeira etapa para a criação das articulações intervertebrais passou pela análise dos locais onde ocorria o contacto entre as vértebras C4 e C5 e entre as vértebras C5 e C6. Após este passo, foram criadas superfícies em cada um destes locais, como ilustram as figuras 90 e 91. Estas superfícies foram executadas de forma semelhante à criação do disco, isto é, projectaram-se alguns pontos quer no lado direito quer do lado esquerdo da vértebra C4; mais tarde estes foram extrudidos até à vértebra C5, tendo assim uma espessura de acordo com o local de encaixe. Este procedimento foi executado da mesma forma para as vértebras C5 e C6.

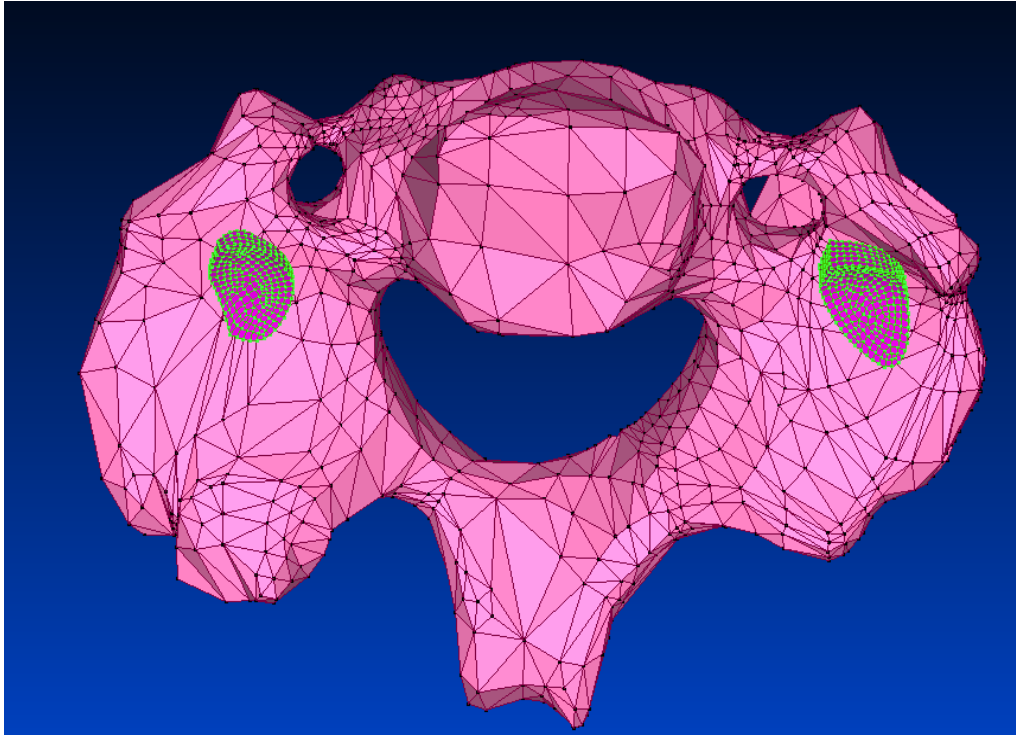


Figura 90. Articulações intervertebrais entre C4-C5.

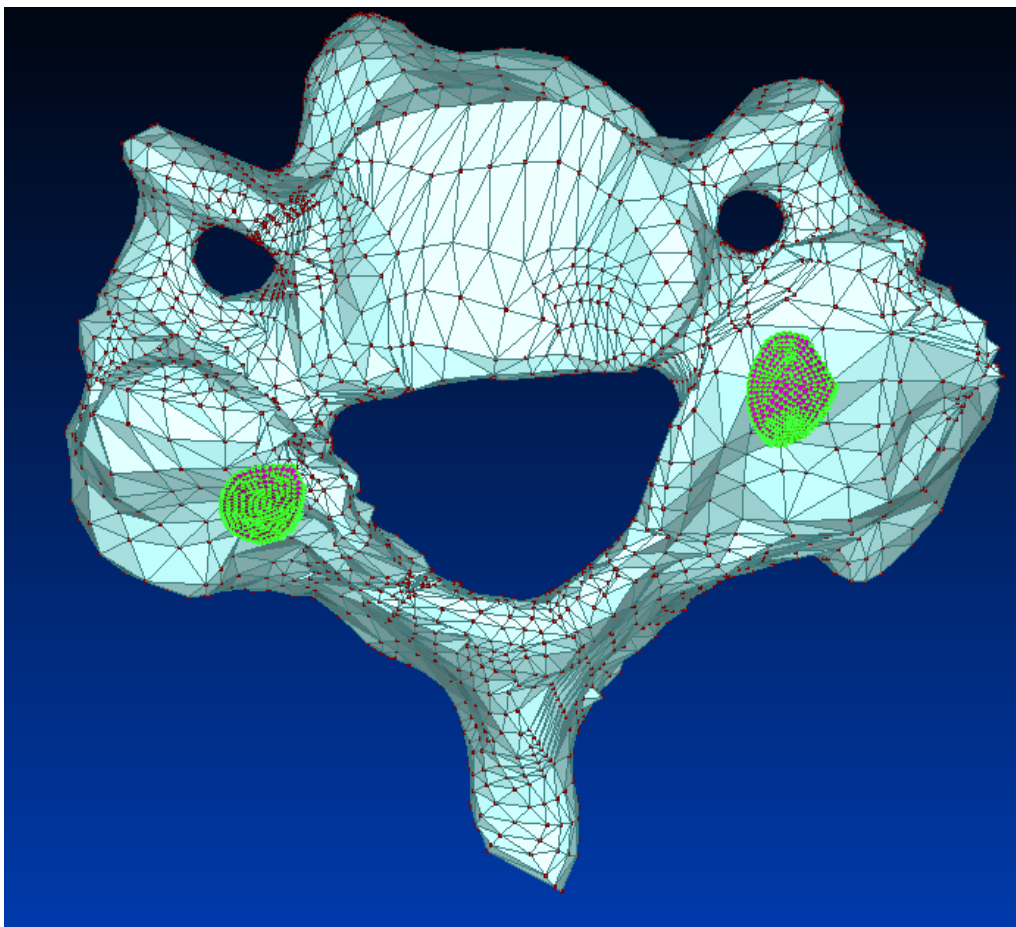


Figura 91. Articulações intervertebrais entre C5-C6.

As articulações foram modeladas com elementos híbridos hexaédricos tridimensionais de 8 nós, C3D8H. Desta forma, as articulações intervertebrais entre C4-C5 possuem 2040 nós e 1453 elementos e entre C5-C6 possuem 3105 nós e 2285 elementos.

1.7. Modelo completo

Após o desenvolvimento de todos os componentes do modelo, foi possível montar o modelo numérico saudável; As figuras 92 a 95 ilustram a malha de elementos finitos do modelo nos vários planos.

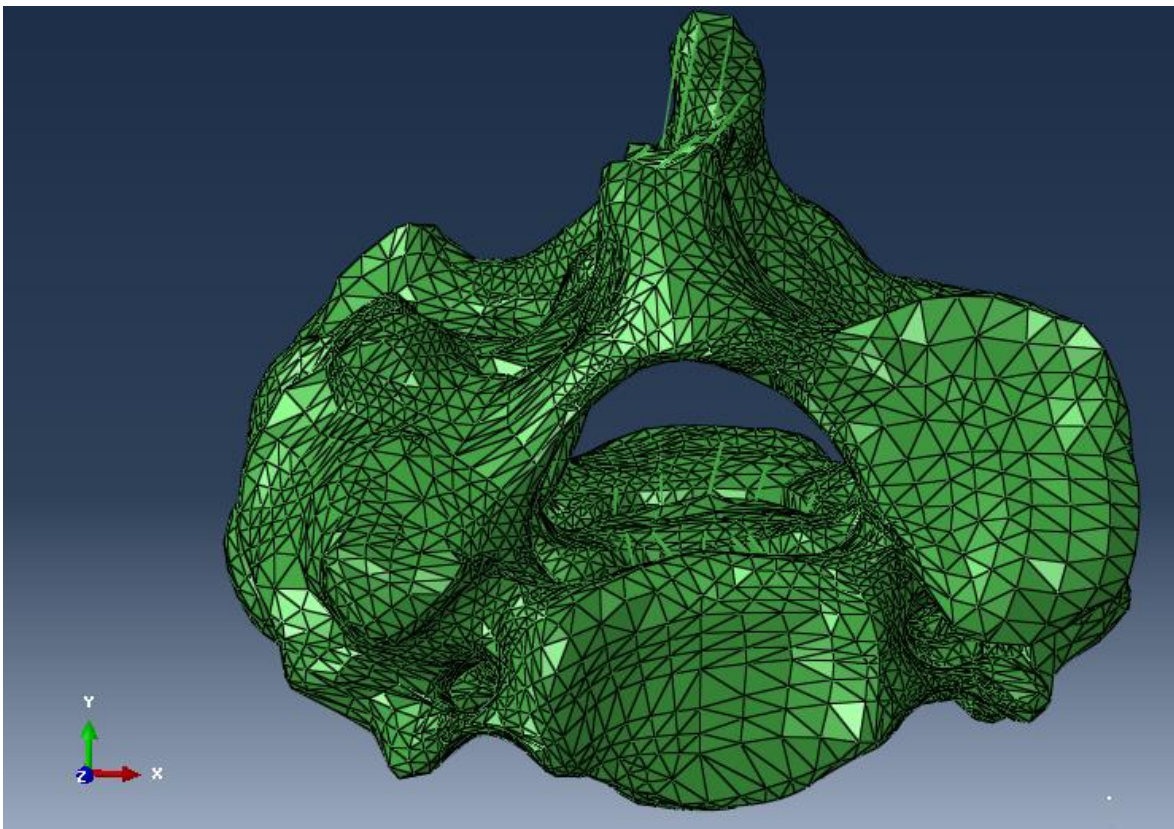


Figura 92. Malha do modelo final - vista de cima no plano XY.

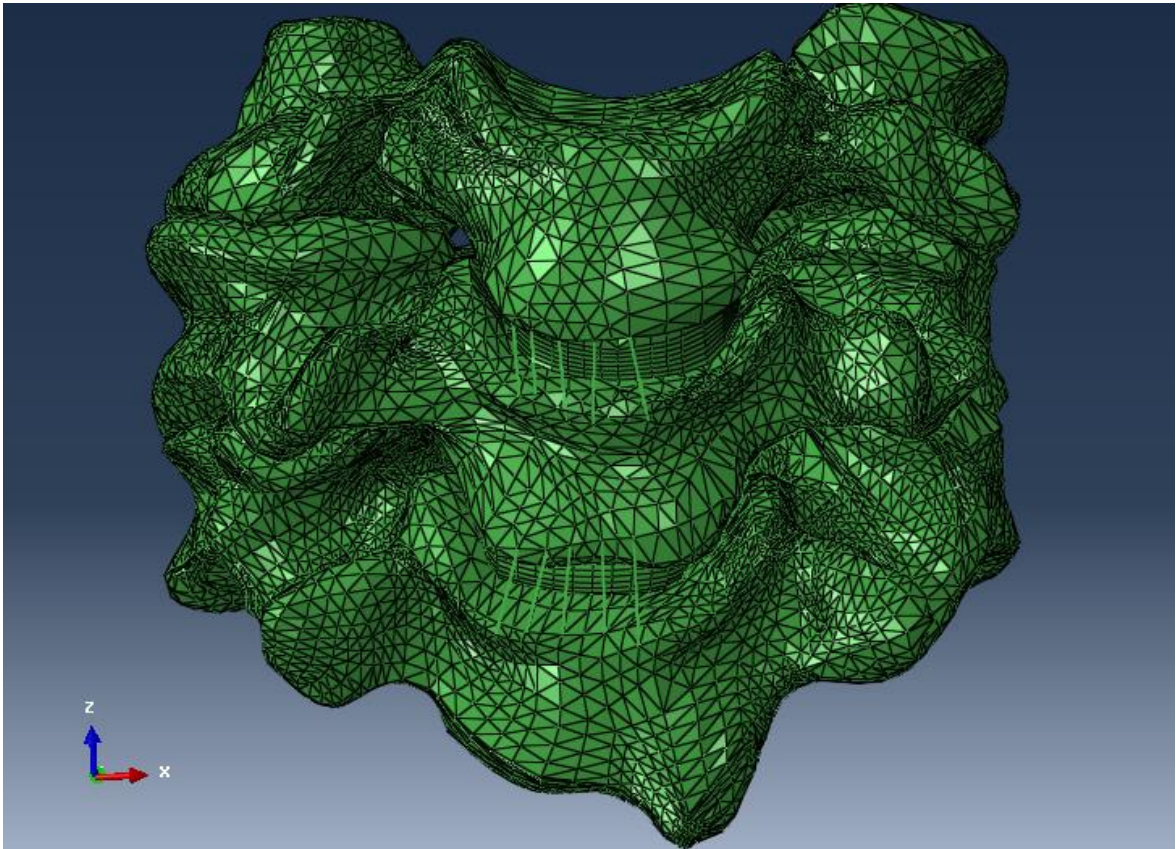


Figura 93. Malha do modelo final - vista de frente no plano XZ.

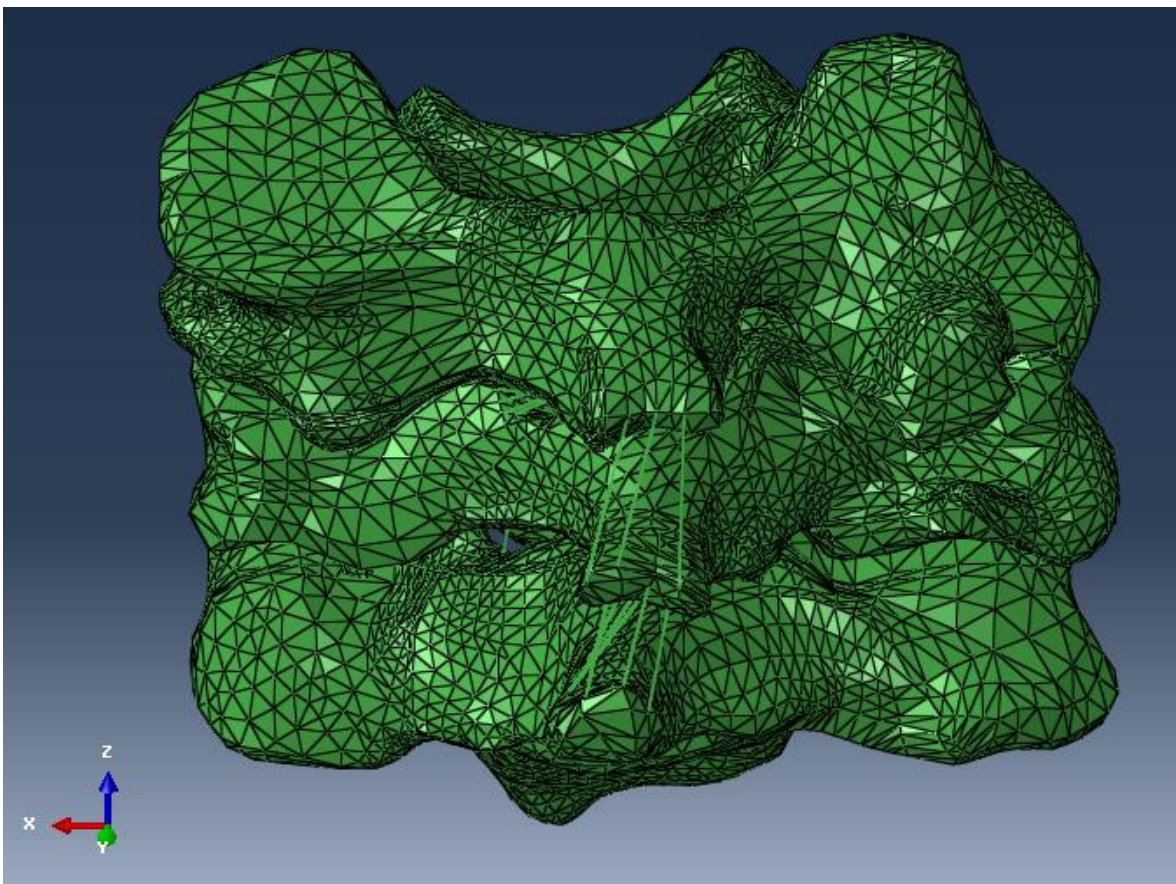


Figura 94. Malha do modelo final - vista de frente no plano ZX.

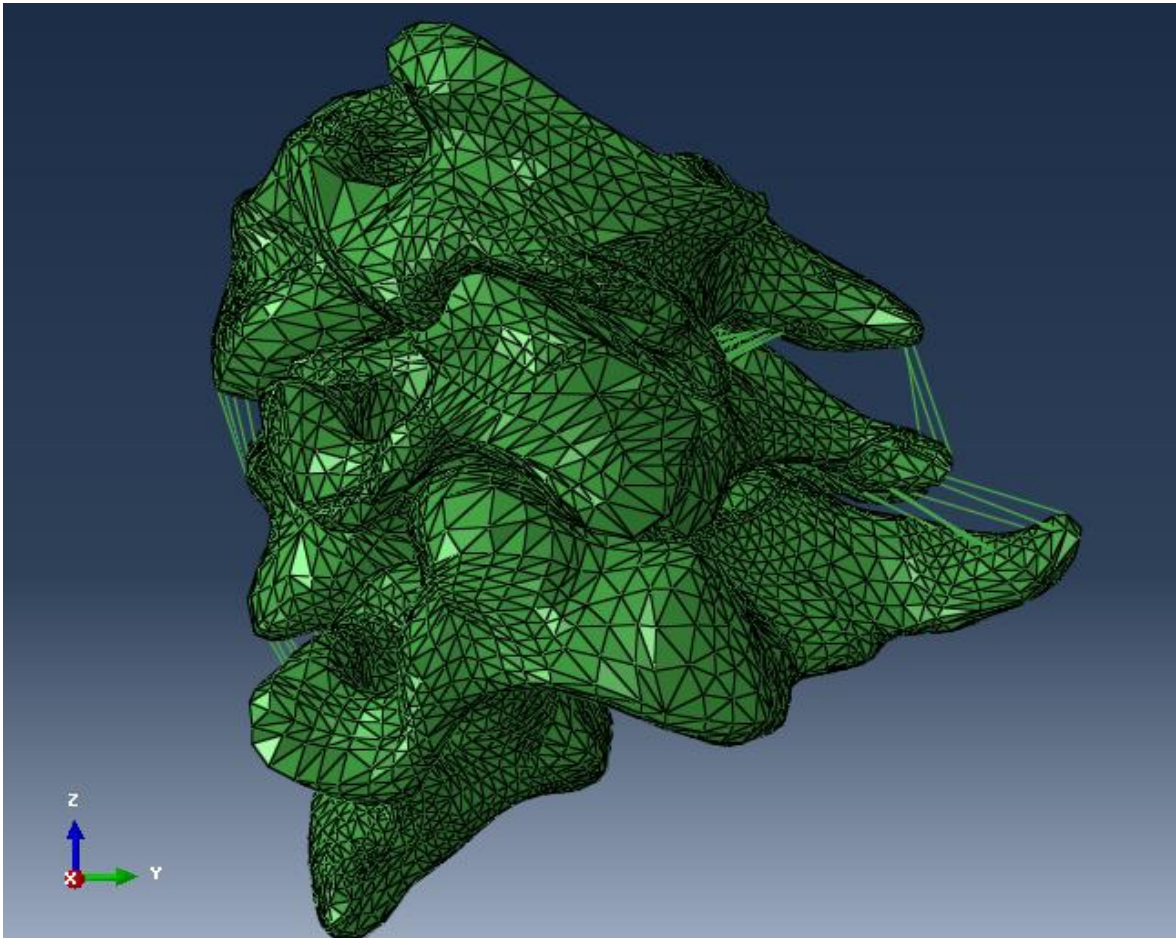


Figura 95. Malha do modelo final - vista lateral no plano YZ.

1.8. Condições de Fronteira

Para se alcançar o objectivo proposto, de modelar e simular as vértebras C4, C5 e C6 da coluna cervical humana foi necessário aplicar diferentes condições de fronteira ao modelo completo.

De seguida serão apresentadas as condições de fronteira adoptadas e a justificação dos motivos que fundamentam a escolha.

- Função “Tie”

Para se estabelecer uma ligação entre a superfície superior da placa cartilaginosa e a superfície inferior da vértebra C4 e da superfície inferior da placa cartilaginosa com a superfície superior da vértebra C5 utilizou-se a função “Tie”; deste modo ao ser aplicado um tipo de carga, ocorre um deslocamento dos componentes do modelo, mas não uma separação total, isto é, o modelo mantêm-se solidário, dado que, uma das superfícies funciona como “mestre” (figura 96 - vermelho) e outra como “escravo” (figura 96 - rosa),

sendo solidária com o “mestre”. O mesmo procedimento foi executado para as placas cartilagosas entre C5 e C6.

Nas superfícies de contacto entre o disco IV e as placas cartilagosas, os nós são os mesmos, e como tal estes dois componentes já são solidários um com o outro.

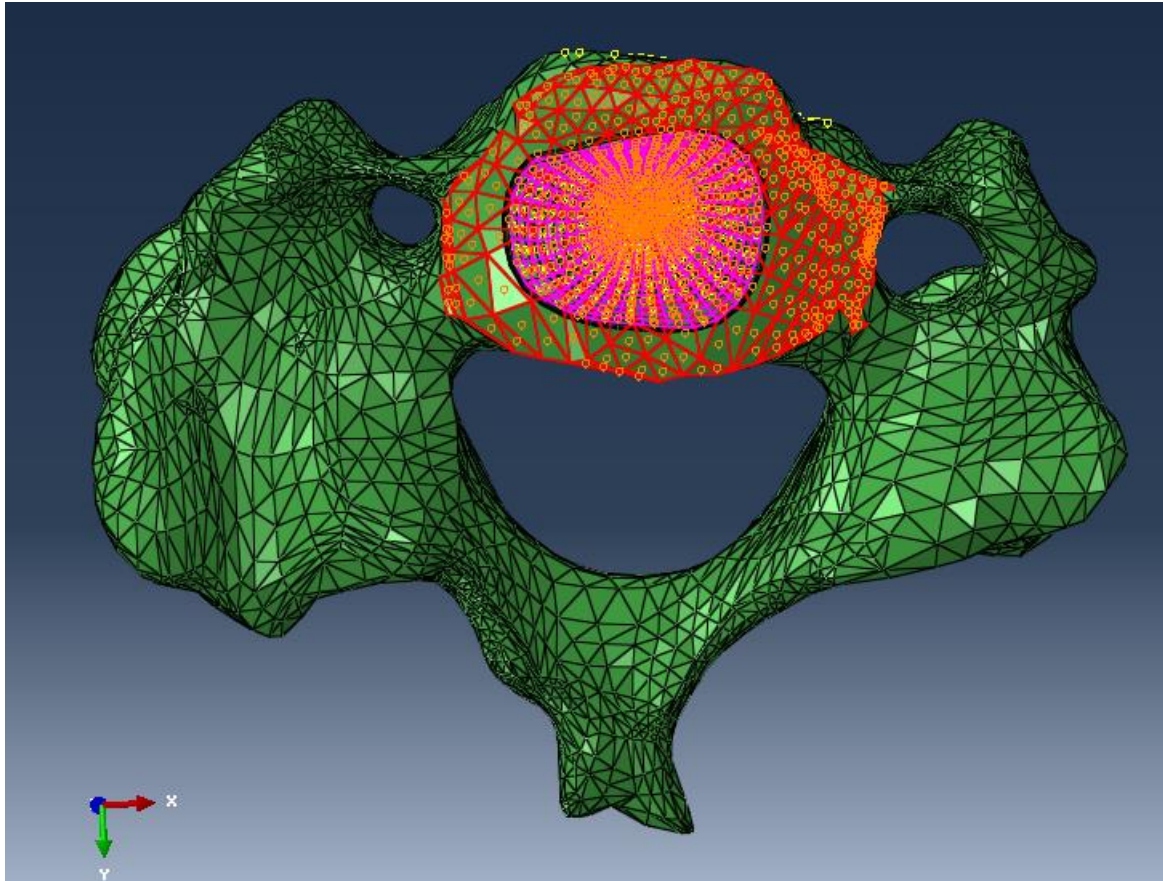


Figura 96. “Tie” entre as placas cartilagosas e a vértebra C6.

- Função “Boundary”

Dado que as cargas são aplicadas na superfície superior da vértebra C4, a vértebra C6 deve estar fixa. Para tal, criou-se uma superfície que abrangeu os nós do corpo vertebral inferior da vértebra C6, e em seguida restringiu-se o movimento em todos os graus de liberdade (figura 97).

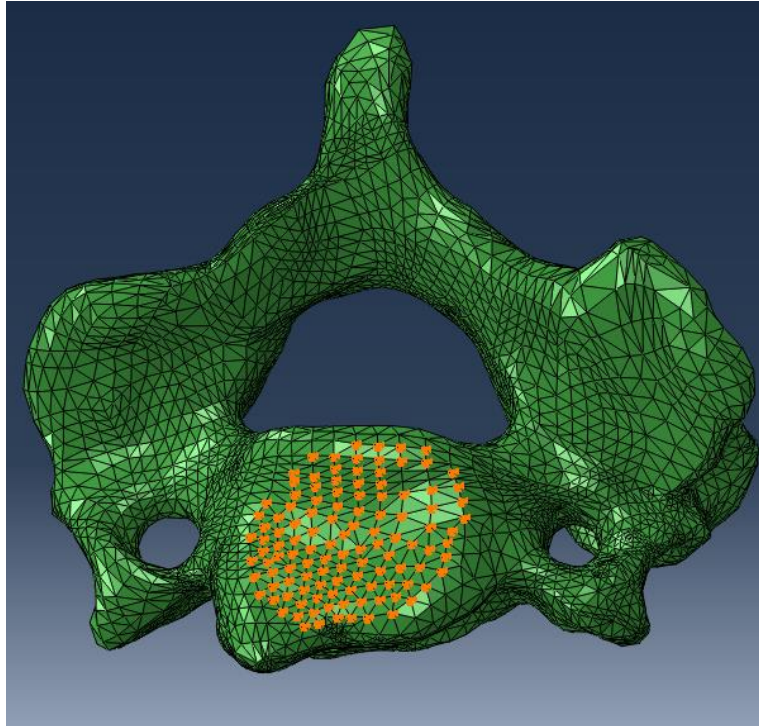


Figura 97. Restrição do movimento da vértebra C6, em todos os graus de liberdade.

- Função “Coupling”

Para se poderem aplicar as cargas (por exemplo, para a validação do modelo em que se utiliza a unidade funcional C5-C6), escolheu-se um nó de referência na superfície superior da vértebra C5 e os restantes nós da superfície desta vértebra foram acoplados e ligados a esse ponto de referência, como se observa na figura 98.

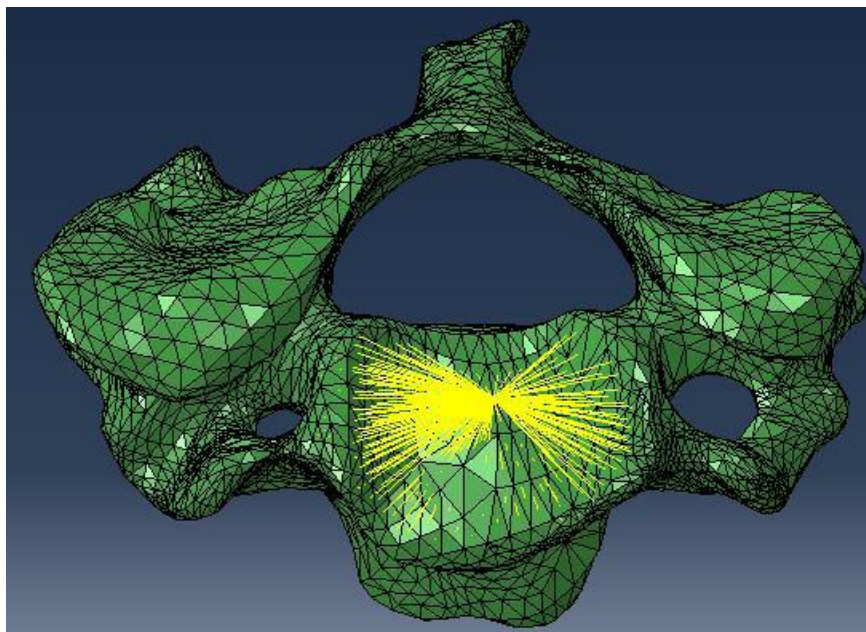


Figura 98. Aplicação da força no nó de referência.

Foi neste nó que se aplicou uma força de compressão para se perceber se esta função estava a funcionar correctamente. Esta função permite distribuir a força aplicada ao nó de referência a todos os nós que o rodeiam, neste caso aqueles que foram acoplados. O resultado da aplicação da força pode ser visualizado nas figuras 99 e 100.

Na figura 99 não se observa qualquer deslocamento, enquanto na figura 100 observa-se o deslocamento da vértebra C5. Este deslocamento é perceptível pelo achatamento do disco.

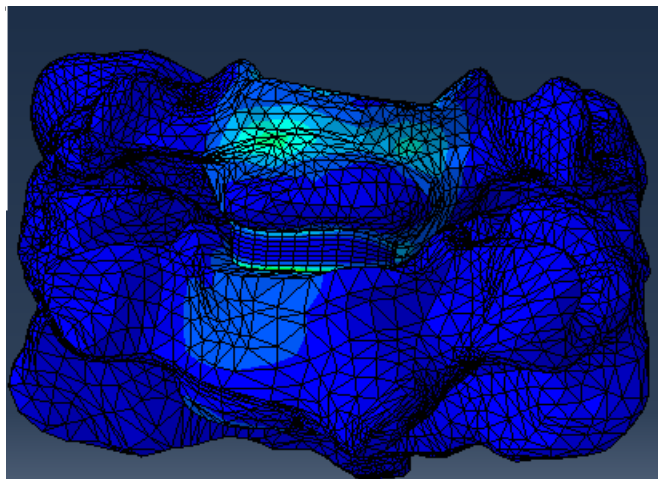


Figura 99. Modelo das vértebras C5 (superior) e C6 (inferior) juntamente com o disco IV que se encontra no meio de ambas, sem a aplicação da força de compressão.

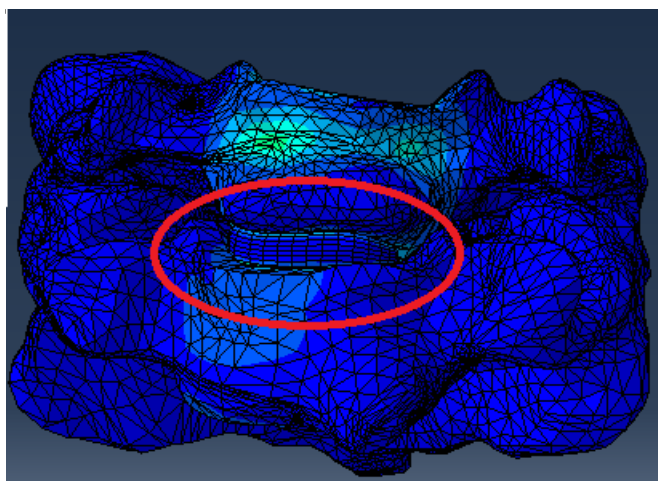


Figura 100. Modelo das vértebras C5 (superior) e C6 (inferior) juntamente com o disco IV que se encontra no meio de ambas, após a aplicação da força de compressão.

- Função “Surface to Surface”

Para que não ocorra a penetração das vértebras nas articulações intervertebrais no momento das simulações e para que o seu movimento seja o mais aproximado da realidade, é necessário criar de uma interacção do tipo “Surface to surface contact” entre

os dois componentes. Este tipo de contacto permite então que as vértebras deslizem sobre as articulações intervertebrais. Assim foi escolhido um comportamento tangencial nesta interacção de contacto das superfícies, onde uma delas funciona como “mestre” (figura 101 - vermelho) e outra como “escravo” (figura 101 - rosa).

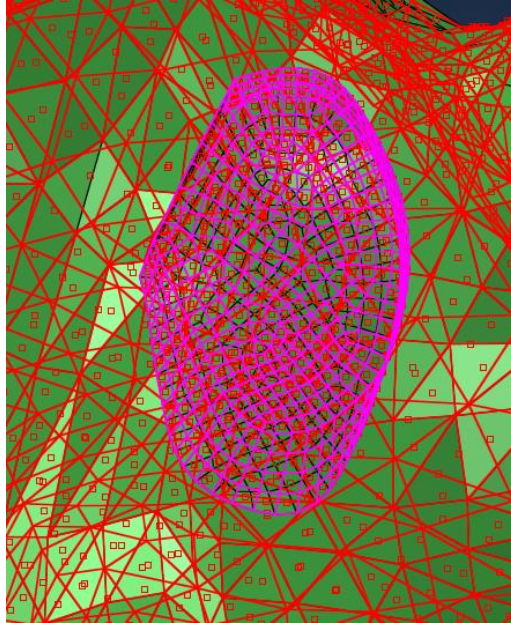


Figura 101. “Surface to surface” entre as vértebras e as articulações intervertebrais.

Capítulo II – Modelo Numérico 3D De Elementos Finitos Patológico

2.1. Introdução

Depois do modelo de elementos finitos saudável estar completo foi necessário montar o modelo de elementos finitos patológico. Neste capítulo será apresentada a metodologia efectuada, nomeadamente a fractura de compressão-flexão. Para além disto serão apresentadas as montagens dos modelos para a fusão cervical anterior, para a fusão cervical posterior e para a dupla fusão (fusão cervical anterior e fusão cervical posterior), desde a concepção da instrumentação utilizada (parafusos e placas de fixação) e as montagens dos modelos com os respectivos elementos.

2.2. Fractura Compressão-Flexão

Para a escolha do tipo de fractura a abordar nesta dissertação, foi necessário estudar os tipos de fractura a que coluna cervical baixa está sujeita (capítulo V).

Após alguma ponderação e por indicação clínica, escolheu-se a fractura de compressão-flexão da classificação de Allen (ver figura 36). Este tipo de fractura é caracterizado por três factores fundamentais:

- ✓ Uma fractura na região anterior;
- ✓ O comprometimento dos ligamentos posteriores;
- ✓ E o deslizamento da vértebra fracturada em direcção do canal neural (figura 102).



Figura 102. Raio X de uma fractura de compressão-flexão, com relevância para o deslizamento da vértebra.

Estes três factores foram tidos em conta na elaboração desta fractura, para uma maior aproximação de uma situação real.

A primeira etapa compreendeu a realização da fractura na região anterior da vértebra C5, como ilustra a figura 103. Para tal, manteve-se a malha já efectuada anteriormente e seleccionou-se os nós e elementos (aqui representados amarelo), onde iria ocorrer a fractura. Assim atribui-se a este local um módulo de Young (elasticidade) muito baixo relativamente à restante vértebra.

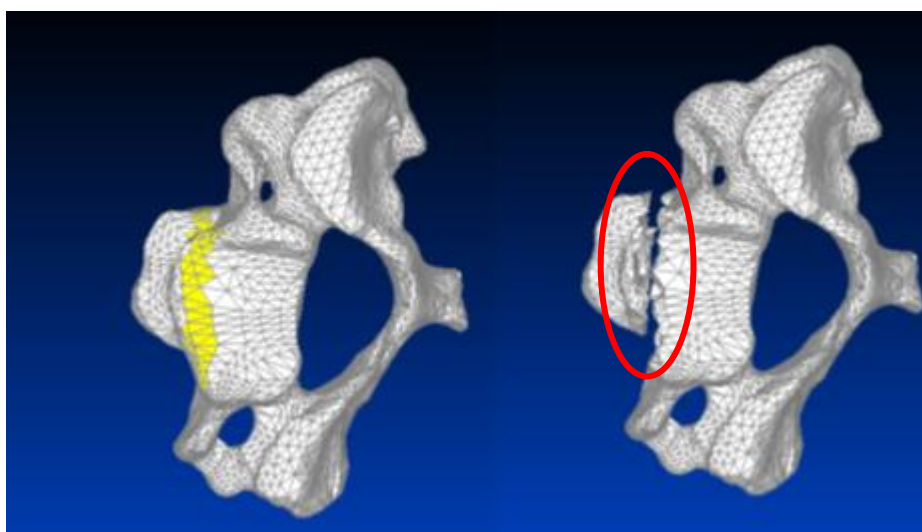


Figura 103. Fractura compressão-flexão.

A segunda etapa consistiu no comprometimento dos ligamentos posteriores, nomeadamente os ligamentos longitudinais posteriores, os ligamentos interespinhosos, os ligamentos supraespinhosos e os ligamentos capsulares. Para tal, reduziu-se a área funcional destes ligamentos em 75% e simulou-se uma carga de flexão de 2N.m e analisou-se a tensão máxima principal destes ligamentos. Para este tipo de carga, os ligamentos longitudinais posteriores são os que estão sujeitos a uma tensão maior e desta forma serão estes o alvo deste estudo.

A figura 104 apresenta a tensão máxima principal nos ligamentos longitudinais posteriores entre as vértebras C4 e C5 (os localizados na região mais superior) e entre as vértebras C5 e C6 (os localizados na região mais inferior), com a redução da sua área. A figura 105 corresponde à situação de controlo, isto é, sem a redução da área. A escolha do valor da redução foi feita através de um processo iterativo entre 25%, 50% e 75% onde se encontrou resultados mais significativos para 75%, daí este ter sido o escolhido.

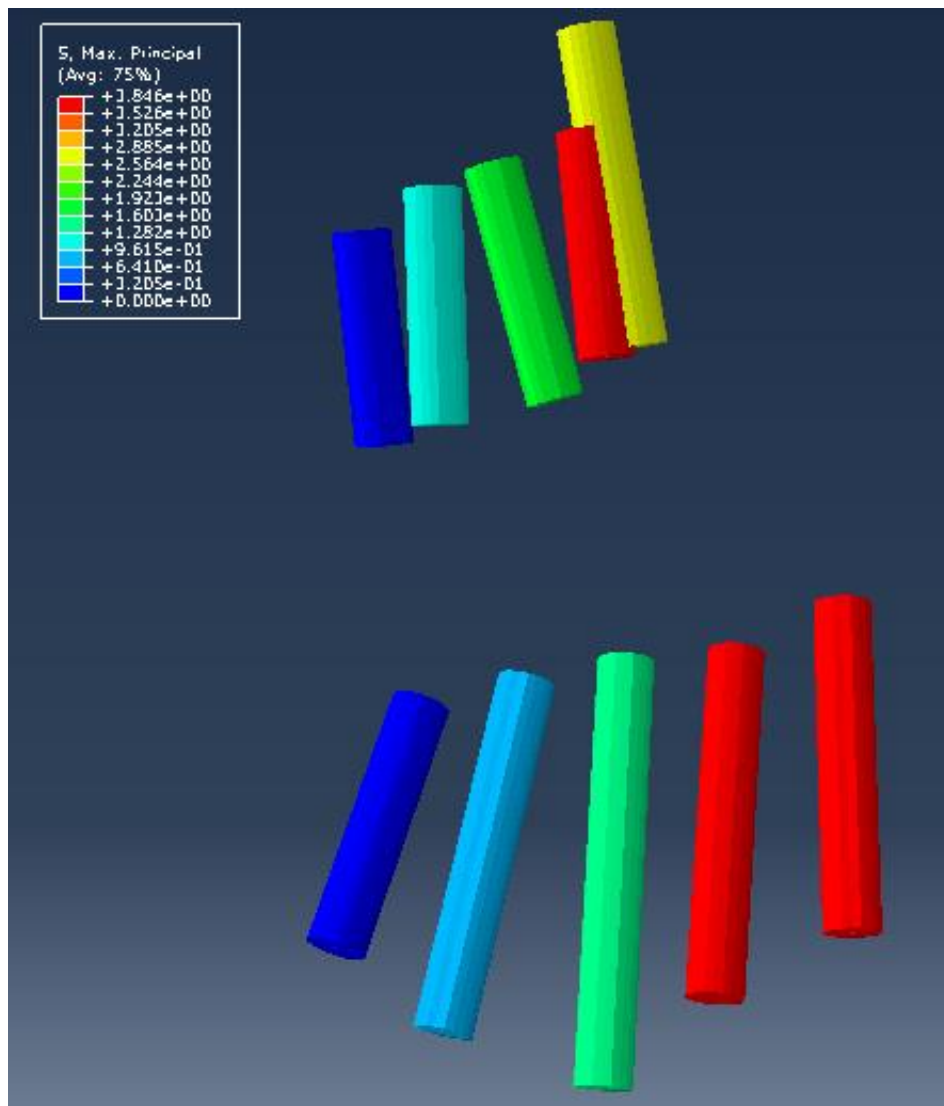


Figura 104. Ligamentos PLL com redução da área em 75 %.

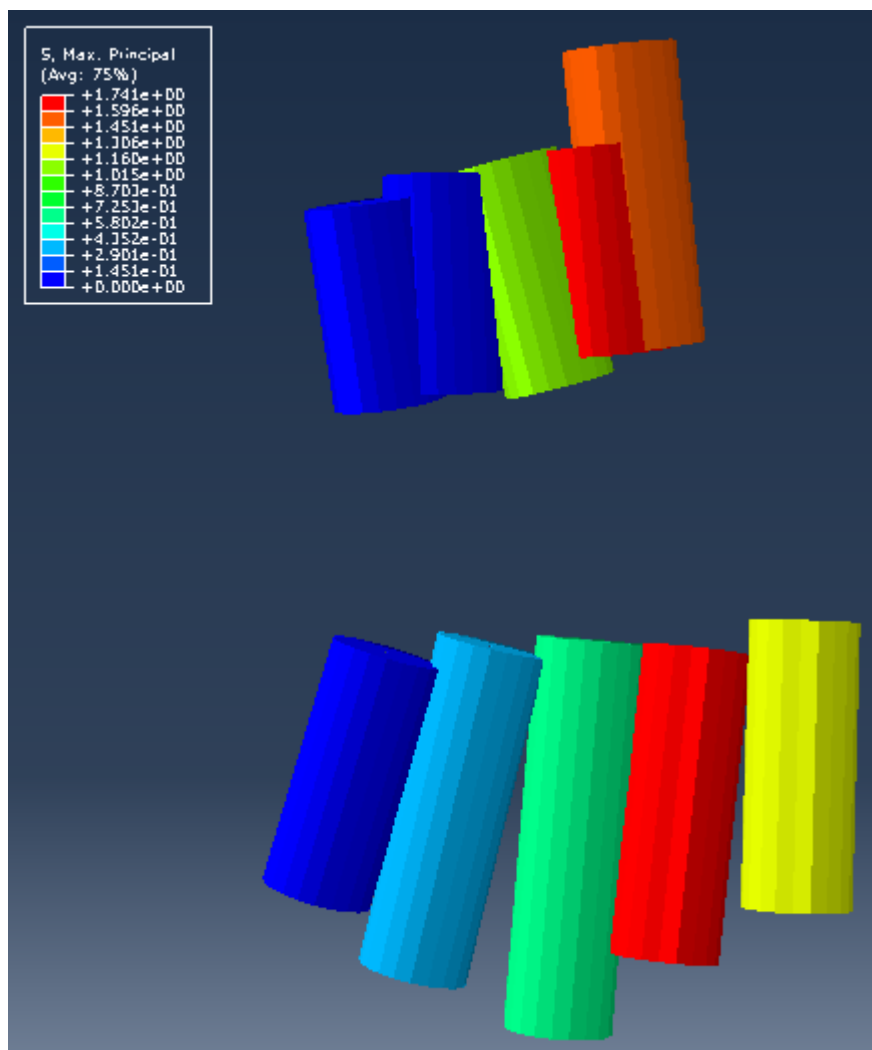


Figura 105. Ligamentos PLL sem a redução da área.

Pela análise da figura 104 e 105 verificou-se que tal como o esperado, quando há uma redução da área dos ligamentos, a tensão nestes é maior, visto que a distribuição desta é feita num espaço menor. Desta forma, este foi o método utilizado para se realizar esta segunda etapa da concepção da fractura em análise.

Por último, para a realização do deslizamento da vértebra C5, na primeira fase realizou-se duas condições de fronteira, onde se limitou o movimento em todos os graus de liberdade nas vértebras C4 e C6 e numa segunda fase criou-se uma superfície que abrangesse todos os nós da vértebra C5, onde mais tarde foi aplicado um deslocamento segundo o eixo y. Este deslocamento foi aplicado de forma sequencial, para evitar a distorção dos elementos do modelo e também porque as ligações estabelecidas entre as vértebras e os discos IV não permitiam executar este processo de uma só vez. Assim no final utilizou-se a configuração dos nós e elementos quer das vértebras quer dos discos IV, na sua forma deformada, isto é, após aplicar os deslocamentos. No entanto, após este processo os discos IV apresentaram alguns elementos bastante deformados que

poderiam prejudicar as simulações. Assim, decidiu-se rearranjar estes elementos da melhor forma possível, como ilustra a figura 106.

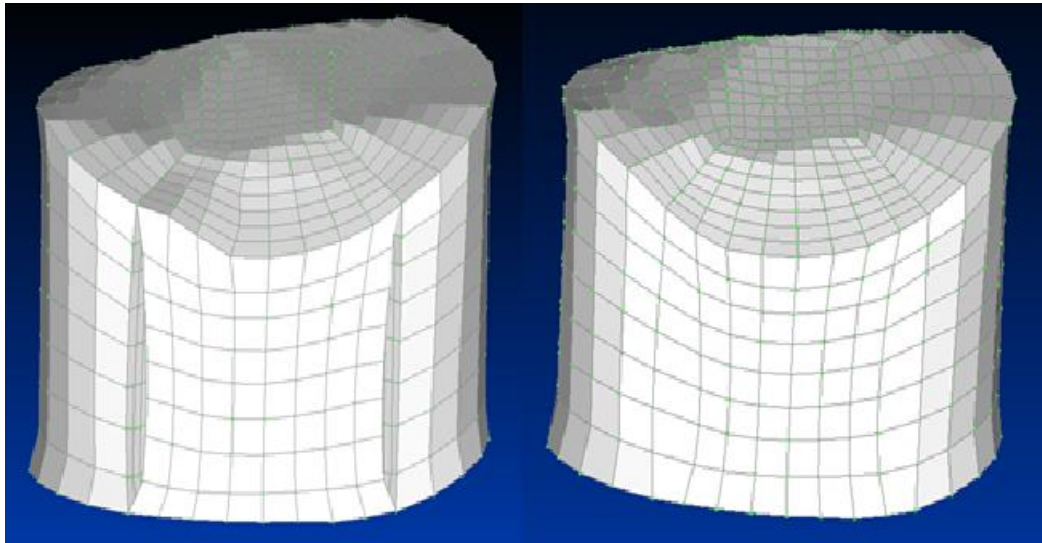


Figura 106. Rearranjo dos elementos do núcleo entre as vértebras C5 e C6.

Foi então possível construir o modelo com as novas posições da vértebra C5 e dos discos IV. A figura 107 mostra esta montagem, comparando com a situação original sem o deslizamento.

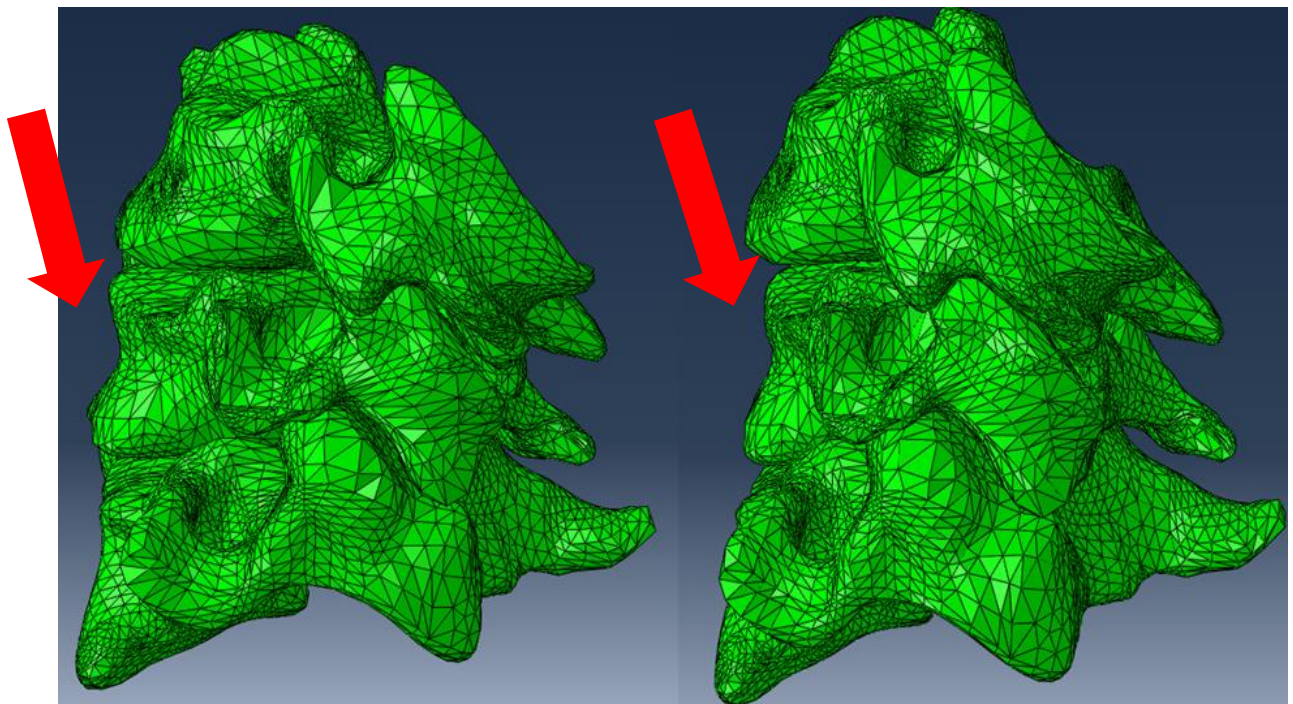


Figura 107. Deslizamento da vértebra C5.

2.3. Fusão Cervical Anterior e Fusão Cervical Posterior

Como apresentado no capítulo V, a fusão cervical anterior e a fusão cervical posterior são as técnicas mais utilizadas para o tratamento de fracturas cervicais.

Desta forma, foi necessário modelar os componentes utilizados nestes tipos de cirurgia; a escolha das características destes foi feita com algum rigor, nomeadamente na selecção das suas dimensões e forma, na quantidade de cada componente e ainda na escolha de materiais que sejam utilizados em cirurgias reais.

Nos subcapítulos seguintes está apresentada a metodologia necessária para o desenvolvimento dos diferentes componentes.

2.3.1. Fusão cervical anterior

Relembrando o apresentado no capítulo V, existem dois tipos de componentes utilizados na fusão cervical anterior, os parafusos e placa de fixação. Estes componentes podem apresentar diferentes características. Para tornar a modelação mais próxima de uma situação real, os componentes foram gentilmente cedidos pela Biomet, para este estudo.

- Parafuso 1931-18

Após a análise das características do parafuso a ser utilizado neste estudo, foi possível proceder à sua modelação.

A figura 108 apresenta o parafuso real, ou seja o modelo físico e a figura 109 apresenta a geometria elaborada.



Figura 108. Parafuso 1931-18.

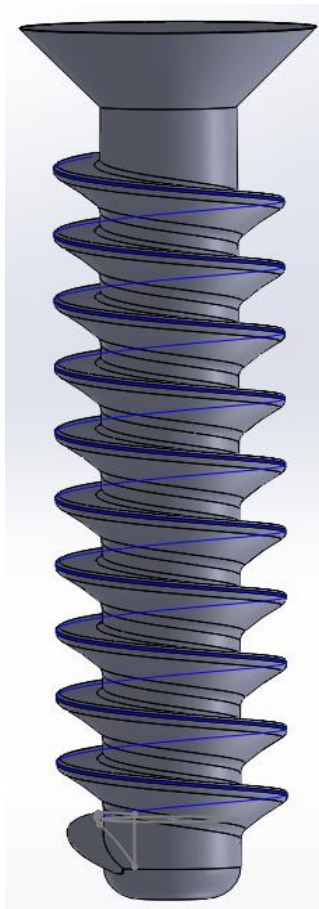


Figura 109. Geometria do parafuso.

Para a elaboração da geometria do parafuso, começou-se por desenhar uma circunferência que mais tarde iria corresponder às estrias deste; após uma cuidada observação e investigação estas estrias foram criadas, com uma revolução igual a 10 e com um passo de 1.25 mm perfazendo assim um comprimento de 12.5 mm.

De seguida, projectou-se uma circunferência com diâmetro igual a 4 mm no interior destas estrias, para assim se extrudir esta até um comprimento de 15 mm, com 1.5 mm na região mais inferior e 13.5 mm na região mais superior. A região mais inferior foi depois amaciada até possuir um aspecto mais arredondado, como ilustra a figura 110 mais pormenorizadamente.

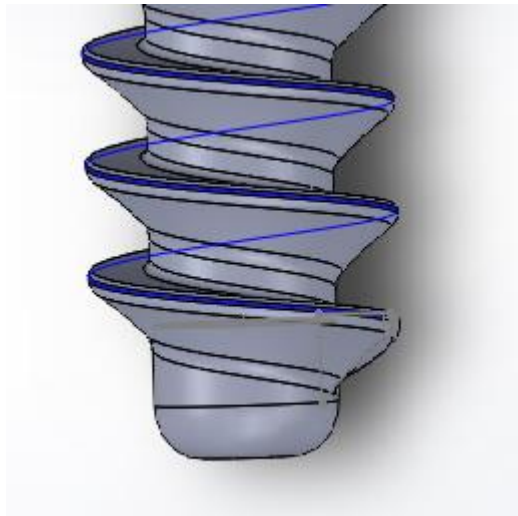


Figura 110. Pormenor da região mais inferior do parafuso.

Na região mais superior, delineou-se um cone com diâmetro superior igual a 5,3 mm e com um diâmetro inferior correspondente ao diâmetro do cilindro extrudido, logo 4 mm (figura 111).

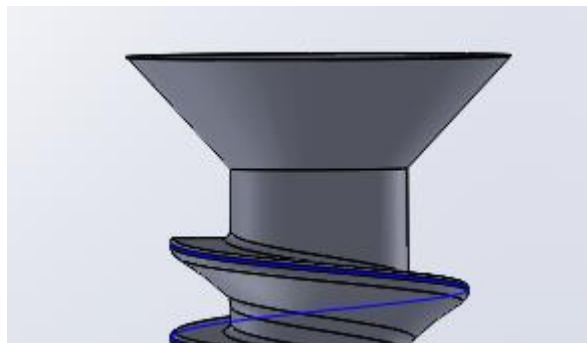


Figura 111. Pormenor da região mais superior do parafuso.

Por último, o início e o final das estrias necessitaram de ser suavizadas, como ilustra a figura 112.

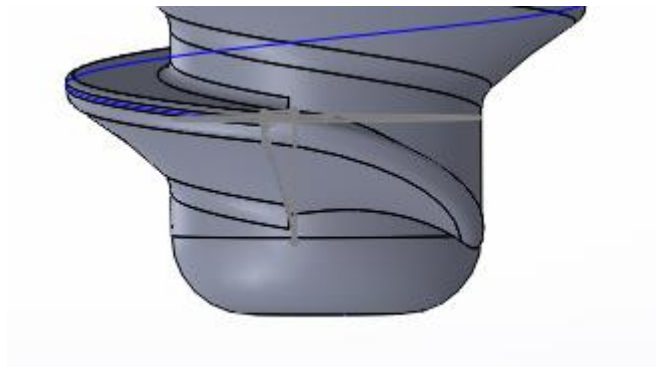


Figura 112. Suavização das estrias.

Desta forma, o parafuso apresenta um comprimento total de 18 mm.

- Placa 9236-40

Para a realização da geometria da placa foi necessário ter em conta algumas características desta. A figura 113 e 114 apresentam o modelo real da placa em diferentes perspectivas.



Figura 113. Placa 9236-40.



Figura 114. Placa 9236-40.

Para a elaboração da geometria da placa, primeiramente foi executado um rectângulo com 16,5 mm por 48 mm e com 2 mm de espessura. De seguida, foi executado o interior da placa nomeadamente os 6 círculos com 4 mm de diâmetro e as 2 elipses com uma altura de 11 mm e um diâmetro de 4,15 mm. Após o desenvolvimento do interior foi desenhado o contorno exterior, obtendo-se assim a peça final, como ilustram as figuras 115 e 116. Através da análise da figura 115, percebe-se a curvatura da placa executada.

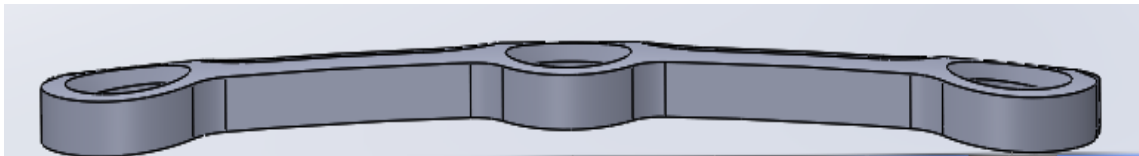


Figura 115. Geometria da placa, com o pormenor da curvatura.

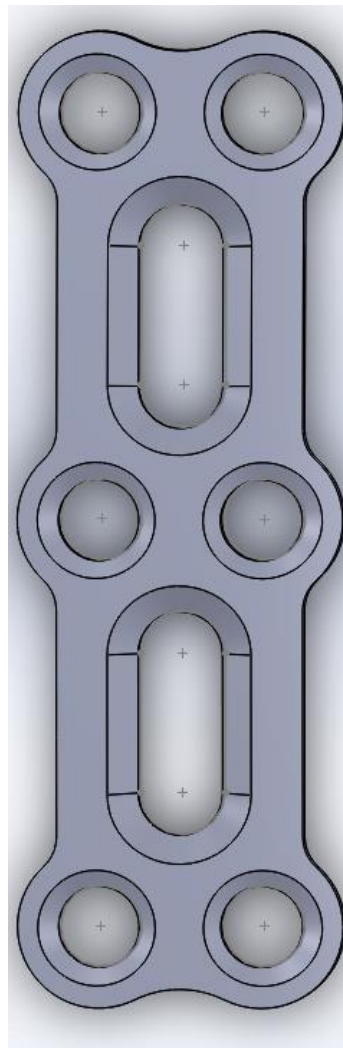


Figura 116. Geometria da placa.

Todas as dimensões foram confirmadas segundo as indicações técnicas da Biomet, quer do parafuso quer da placa [49]. E ainda o material do parafuso e da placa é o titânio.

Tendo os componentes do modelo executados, foi possível proceder à montagem destes na unidade funcional em estudo. Para tal alguns requisitos tiveram que ser tidos em conta, como será apresentado de seguida.

A etapa inicial desta montagem compreendeu a montagem dos parafusos na placa; numa situação real estes não devem ter uma angulação superior a 15° com a horizontal, depois de implantados nunca se tocam e os parafusos superiores devem estar alinhados para baixo e o contrário para os parafusos inferiores. Esta montagem encontra-se representada na figura 117.

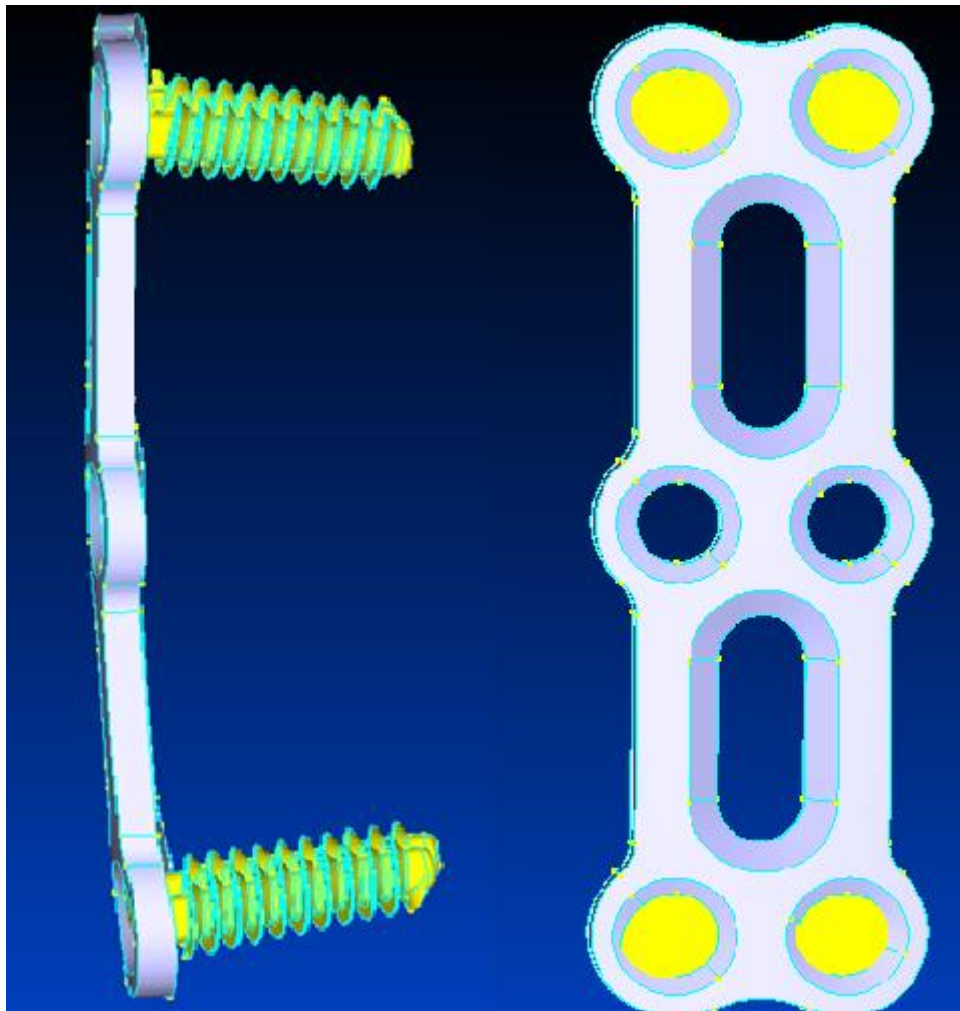


Figura 117. Montagem parafusos na placa de fixação.

A segunda etapa consistiu na colocação destes componentes nas vértebras em estudo. Mais uma vez, teve-se algum cuidado nesta montagem, evitando uma montagem

desproporcional, ou seja, tentou-se centrar estes elementos nas vértebras, como ilustra a figura 118.

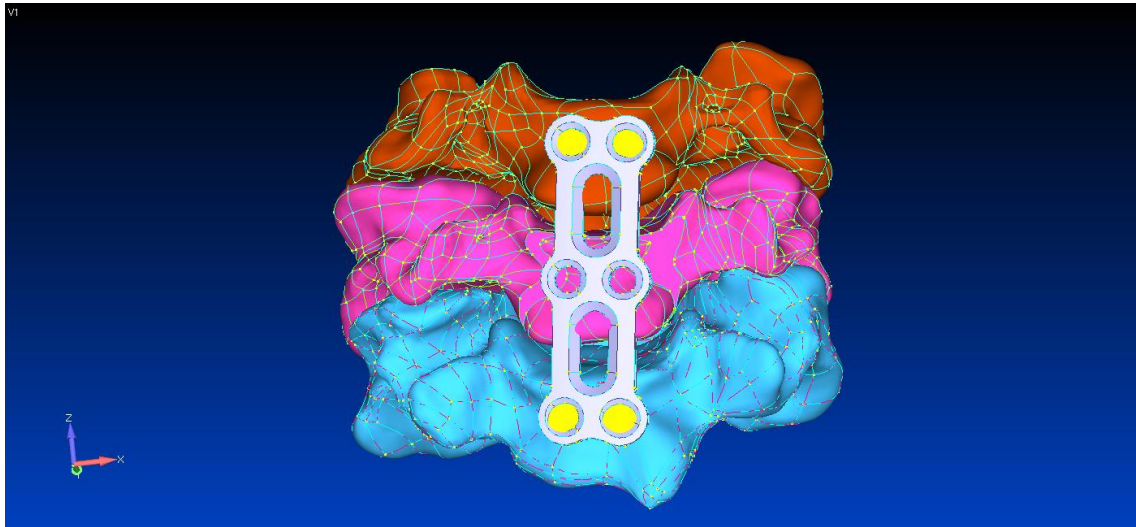


Figura 118. Montagem - fusão cervical anterior.

Após esta montagem, foi necessário executar funções de subtração dos elementos ocupados pelos parafusos nas vértebras C4 e C6. Feito isto foi necessário, refazer a malha de elementos finitos destas vértebras. Desta forma, a vértebra C4 apresenta 13305 nós e 61189 elementos; por sua vez a vértebra C6 apresenta 19113 nós e 74900 elementos.

Seguidamente executou-se a malha dos 4 parafusos e da placa de fixação, como ilustram as figuras 119 e 120, respectivamente.

Estas malhas foram criadas com elementos tetraédricos lineares de 4 nós, C3D4. Assim, cada parafuso possui 10316 nós e 48686 elementos e a placa possui 7550 nós e 31479 elementos.

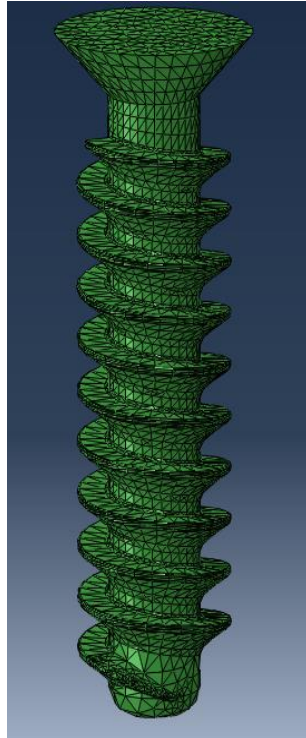


Figura 119. Malha de elementos finitos do parafuso.

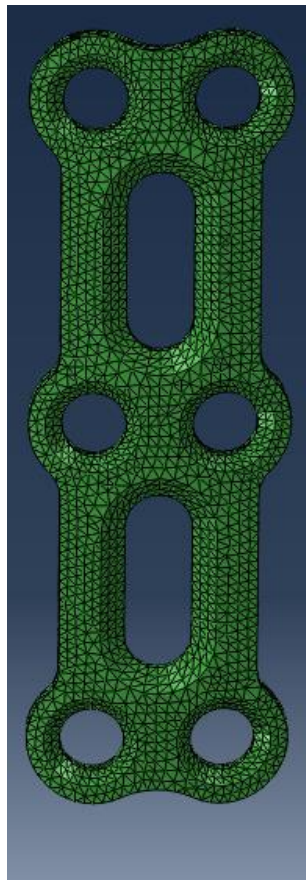


Figura 120. Malha de elementos finitos da placa.

Outra das funções executadas neste modelo consistiu na aplicação de um “tie” entre os parafusos e as vértebras e entre a placa e as vértebras. Estas ligações, como já referido anteriormente, foram feitas para impedir um movimento dos parafusos e da placa aquando da aplicação de uma carga no modelo.

Para terminar esta montagem, refez-se os “ties” entre as placas cartilaginosas e as vértebras e os contactos entre as articulações intervertebrais e as vértebras.

O modelo final encontra-se representado na figura 121.

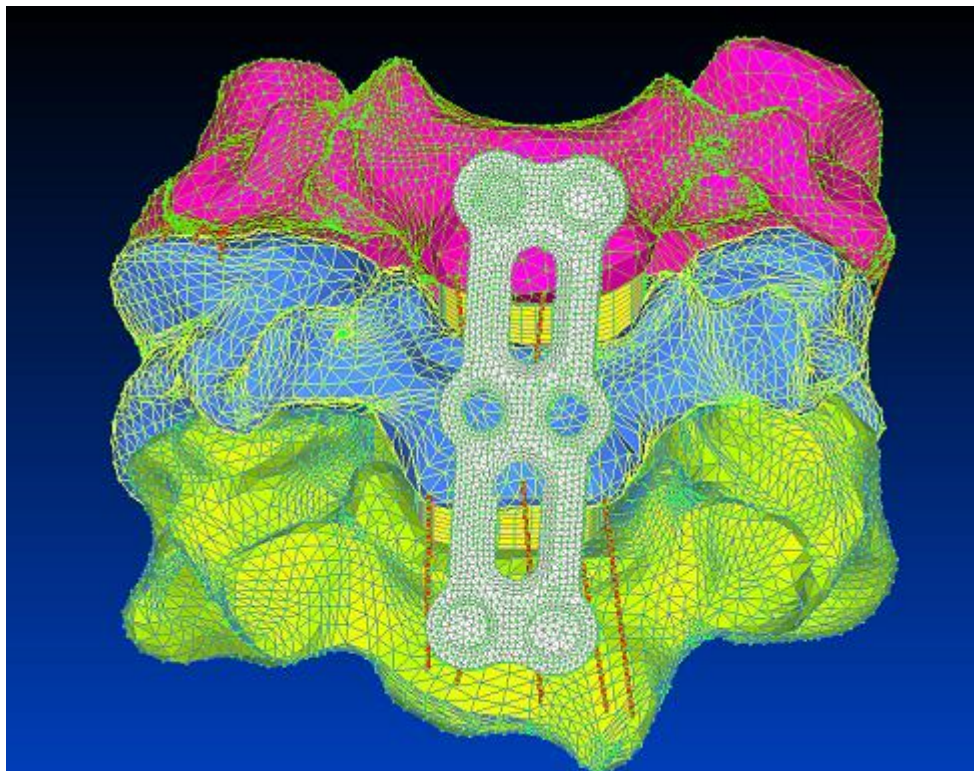


Figura 121. Modelo final - fusão cervical anterior

2.3.2. Fusão cervical posterior

Relativamente à fusão cervical posterior, como apresentado no capítulo V, geralmente são utilizados 3 tipos de componentes.

Após uma alargada pesquisa em diferentes empresas instaladas em Portugal percebeu-se que a comercialização de produtos utilizados na fusão cervical posterior é rara, onde a aposta é maior para a fixação occiput-cervical ou para a fixação cervical-torácica. Dado que este não é o objectivo do trabalho, não foi possível obter os modelos reais destes componentes. No entanto, encontrou-se as características destes, como apresentado anteriormente (capítulo V). Desta forma, foi possível modelá-los.

- Parafuso poliaxial SW175T

A figura 122 corresponde ao parafuso que serviu de base para a modelação da geometria deste, representado na figura 123.



Figura 122. Parafuso poliaxial.

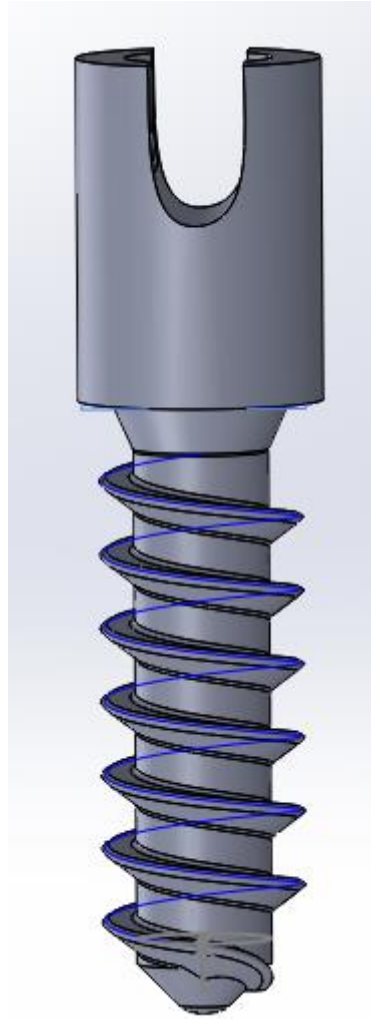


Figura 123. Geometria do parafuso.

A elaboração da geometria do parafuso foi muito semelhante à elaboração do parafuso utilizado na fusão cervical anterior. Assim, começou-se por desenhar uma circunferência que mais tarde iria corresponder às estrias deste; após uma análise cuidada efectuou-se estas estrias, com uma revolução igual a 7 e com um passo de 1.5 mm perfazendo assim um comprimento de 10.5 mm. Seguidamente, projectou-se uma circunferência com diâmetro igual a 4 mm no interior destas estrias, para assim se extrudir esta até um comprimento de 12 mm, com 0.75 mm na região mais inferior e 11.25 mm na região mais superior.

A região mais inferior sofreu depois uma função denominada “Chamfer” até possuir o aspecto ilustrado na figura 124.

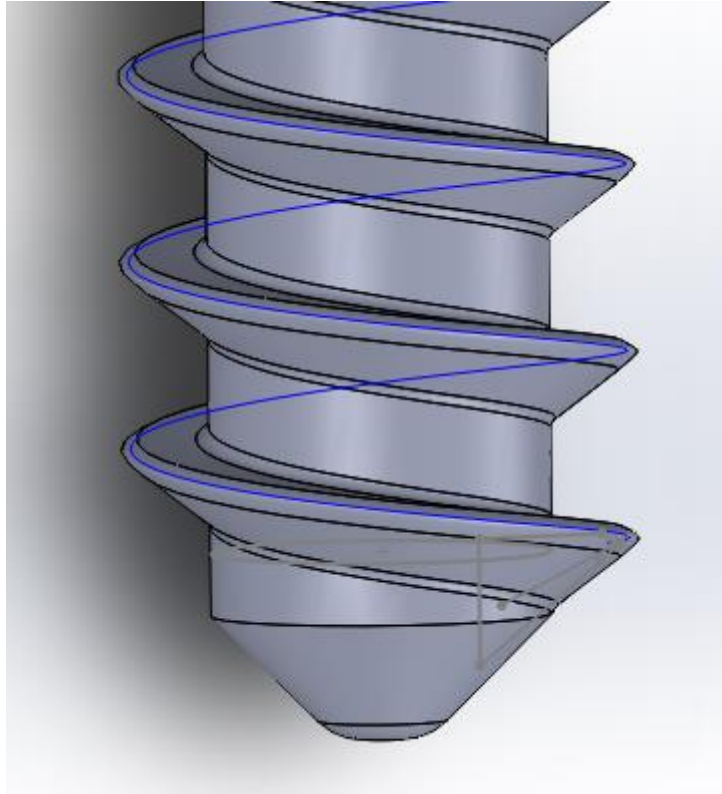


Figura 124. Pormenor da região mais inferior do parafuso.

De seguida, executou-se um pequeno cone na região superior deste parafuso, com diâmetro superior a 4.9 mm e com diâmetro inferior igual a 4 mm (figura 125).

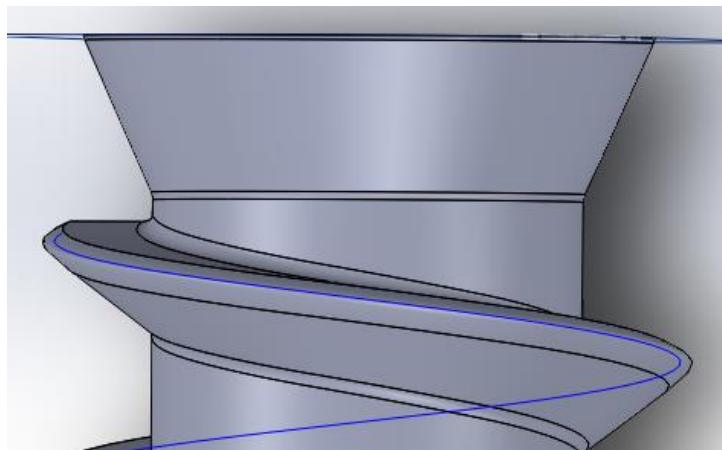


Figura 125. Pormenor da região superior do parafuso.

Ainda na região mais superior delineou-se um cilindro, que mais tarde sofreu algumas alterações de corte, como ilustra a figura 126.



Figura 126. Cilindro da região mais superior.

Para terminar, o início e o final das estrias foram suavizadas, como ilustra a figura 127.

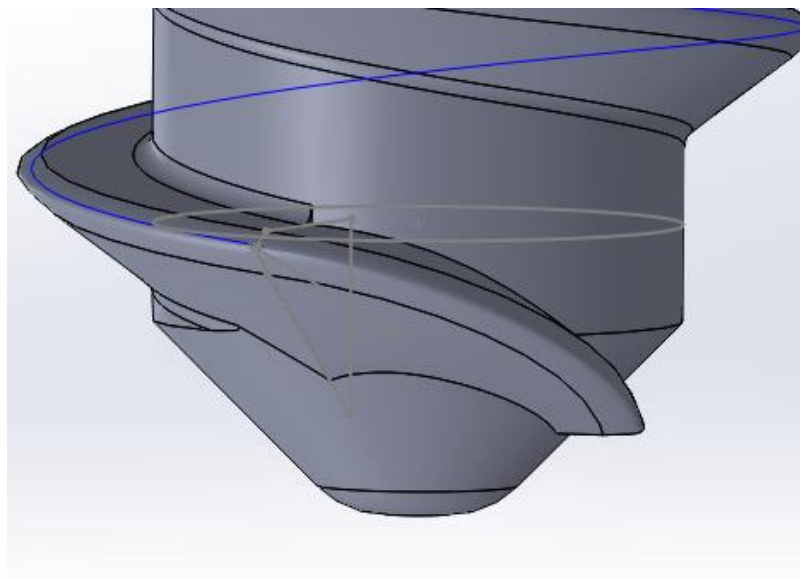


Figura 127. Suavização das estrias.

Assim, o parafuso apresenta um comprimento total de 18 mm. Mais uma vez o parafuso é constituído por titânio.

Tendo os parafusos poliaxiais modelados, passou-se à montagem deste no modelo. A primeira etapa consistiu na procura de informação sobre os possíveis locais de fixação destes, dado que na fusão posterior estes podem ser colocados na massa lateral (**vermelho**) ou no pedículo (**azul**), como ilustra a figura 128.

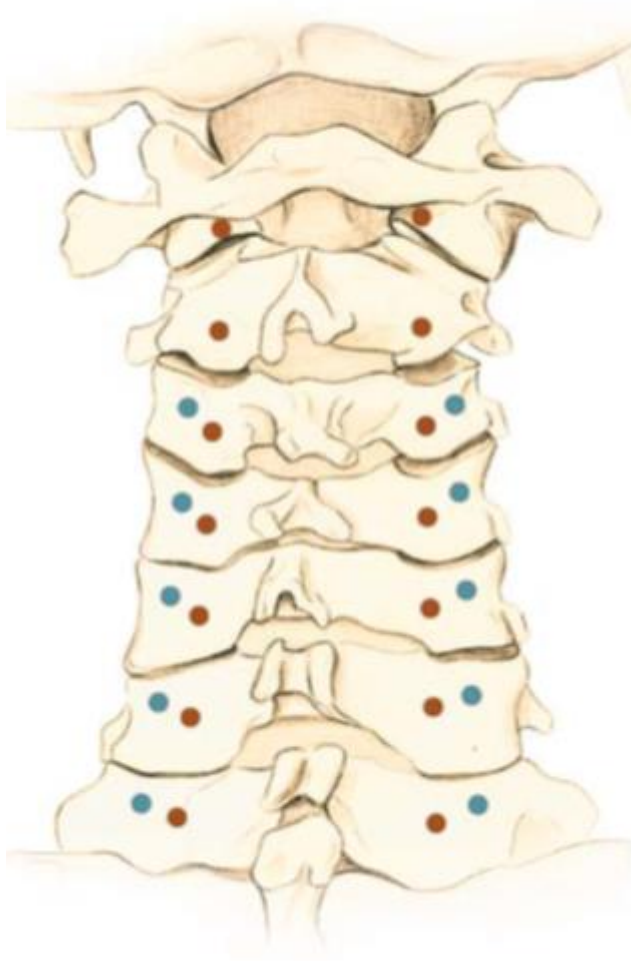


Figura 128. Localização dos parafusos na fusão cervical posterior [50]

Em relação à posição de fixação, os parafusos de massa lateral vão desde a região medial até à lateral superior (figura 129), enquanto os parafusos de pedículo vão desde a lateral até medial através do pedículo (figura 130).

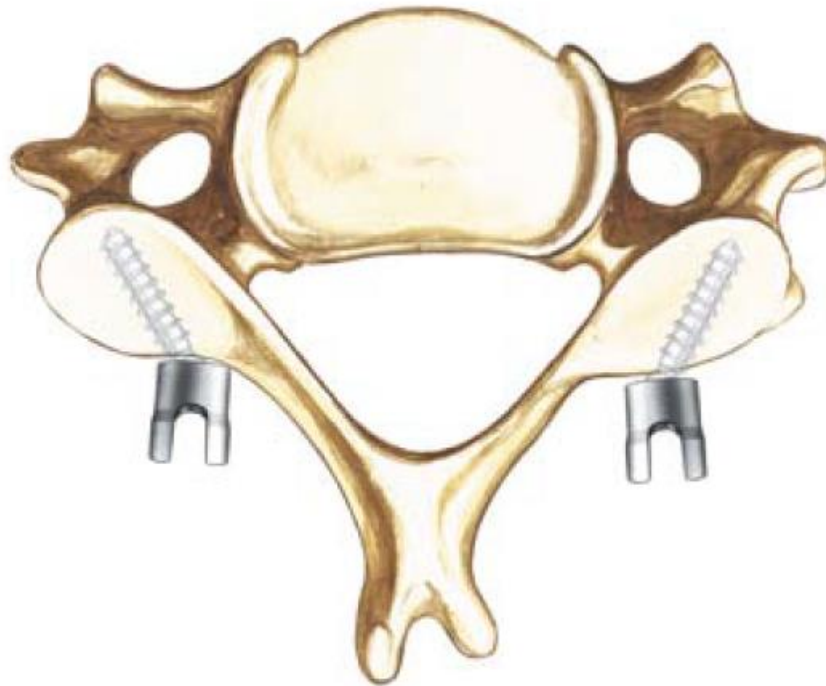


Figura 129. Parafusos de massa lateral [50]

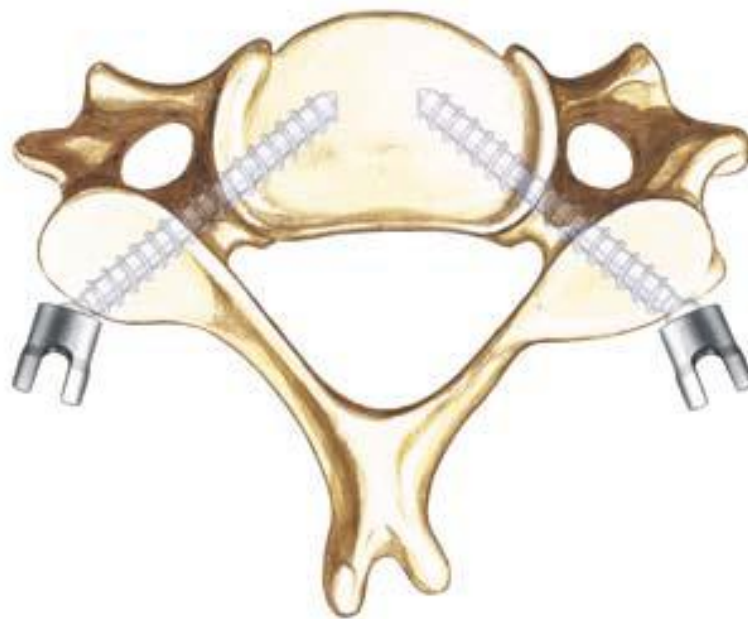


Figura 130. Parafusos de pedículo[50]

A escolha recaiu sobre a fixação nas massas laterais e então foi possível proceder a esta montagem, com todos os requisitos conhecidos, como ilustra a figura 131.

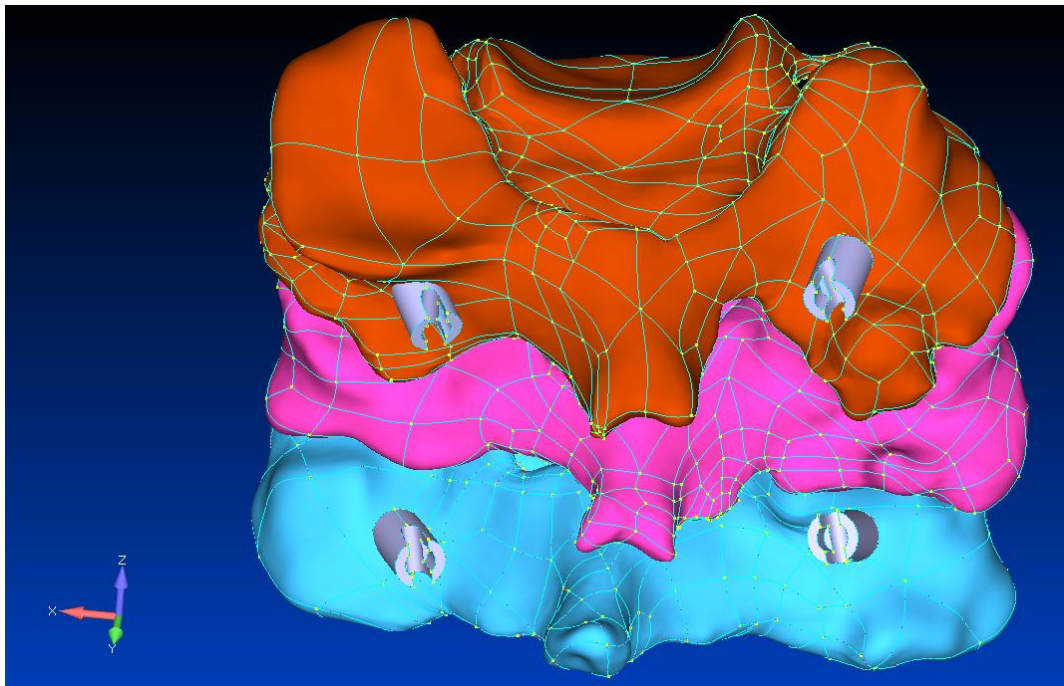


Figura 131. Montagem- fusão cervical posterior.

Apesar de não se ter modelado as barras e os parafusos de retenção (como se explica no próximo tópico), nesta montagem teve-se o cuidado de colocar os parafusos alinhados na vertical, para haver uma maior aproximação da realidade.

Mais uma vez aqui executou-se uma subtração dos elementos ocupados pelos parafusos nas vértebras C4 e C6. Seguidamente refez-se as malhas destas vértebras, onde C4 apresenta 16992 nós e 79824 elementos e C6 apresenta 15429 nós e 71801 elementos. De seguida, executou-se a malha dos 4 parafusos, como ilustra a figura 132. Esta malha foi criada com elementos tetraédricos lineares de 4 nós, C3D4. Desta forma, cada parafuso apresenta 4202 nós e 18663 elementos.

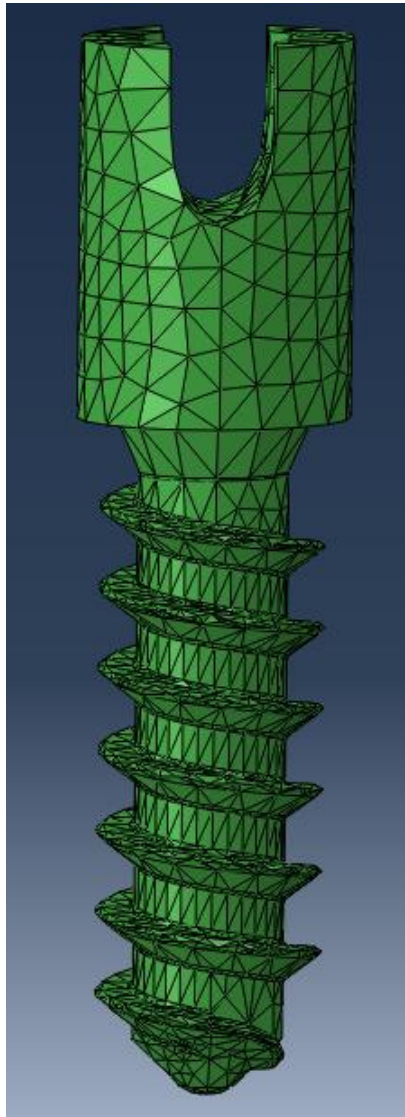


Figura 132. Malha de elementos finitos do parafuso.

- Barra e Parafuso de retenção

Relativamente à barra e ao parafuso de retenção, estes não foram modelados dado que as tarefas desempenhadas por estes podem ser executadas por uma função denominada de “MPC” do tipo “Link” no software Abaqus. O MPC é usado para impor restrições entre diferentes graus de liberdade do modelo. Em relação à escolha do tipo “Link” foi feita porque este permite uma ligação rígida fixa entre dois nós para manter a distância entre os nós constantes. Dado que os deslocamentos do primeiro nó são modificados para impor esta restrição, foram executados três MPC a cada dois parafusos. Assim estes têm como principal objectivo manter a distância entre os parafusos e impedir o seu movimento em todos os graus de liberdade. Este processo encontra-se representado na figura 133.

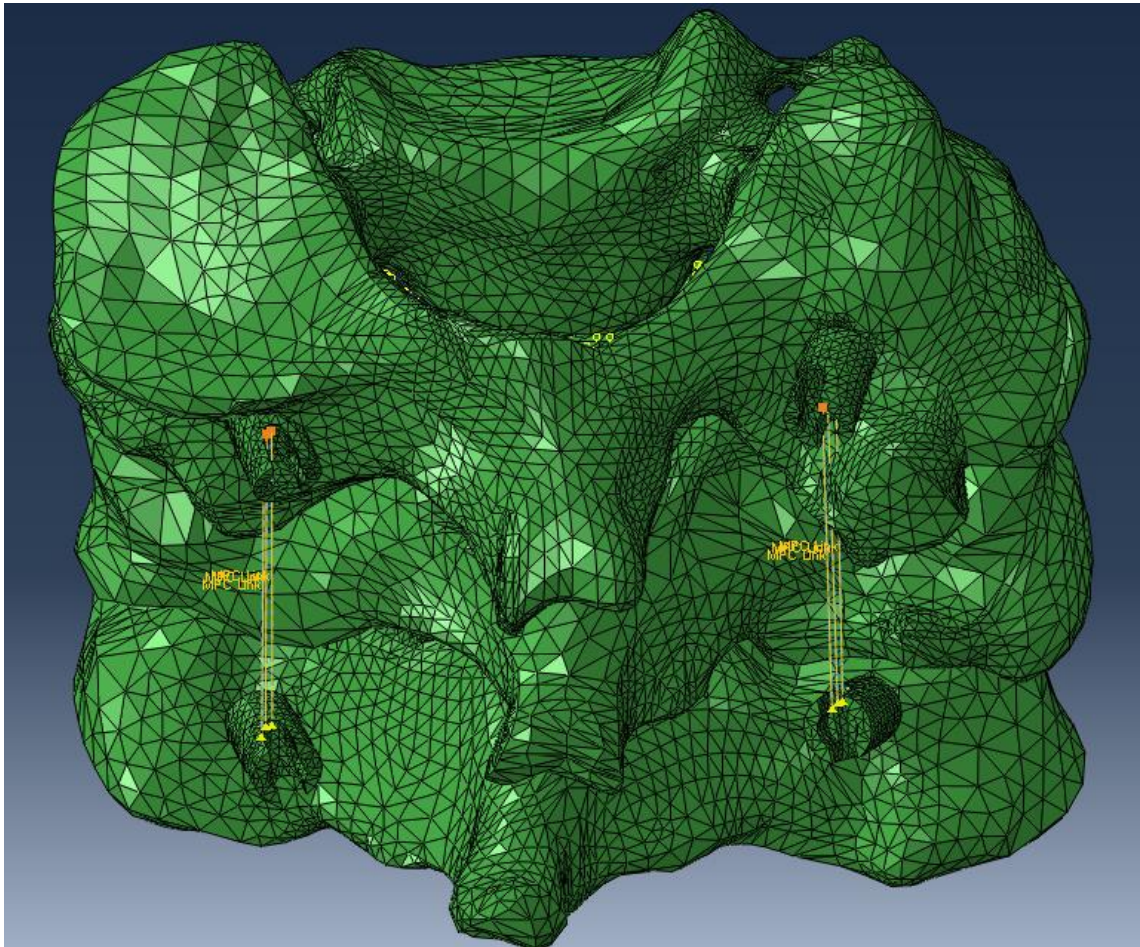


Figura 133. “MPC Link” dos parafusos.

Terminada a modelação dos componentes do modelo e a sua montagem, procedeu-se à aplicação de algumas funções, nomeadamente um “tie” entre os parafusos e as vértebras, mais uma vez para impedir o movimento dos primeiros quando as segundas estão sujeitas à aplicação de uma carga. Para finalizar refez-se os “ties” entre as placas cartilagosas e as vértebras e os contactos entre as articulações intervertebrais e as vértebras.

O modelo final encontra-se representado na figura 134.

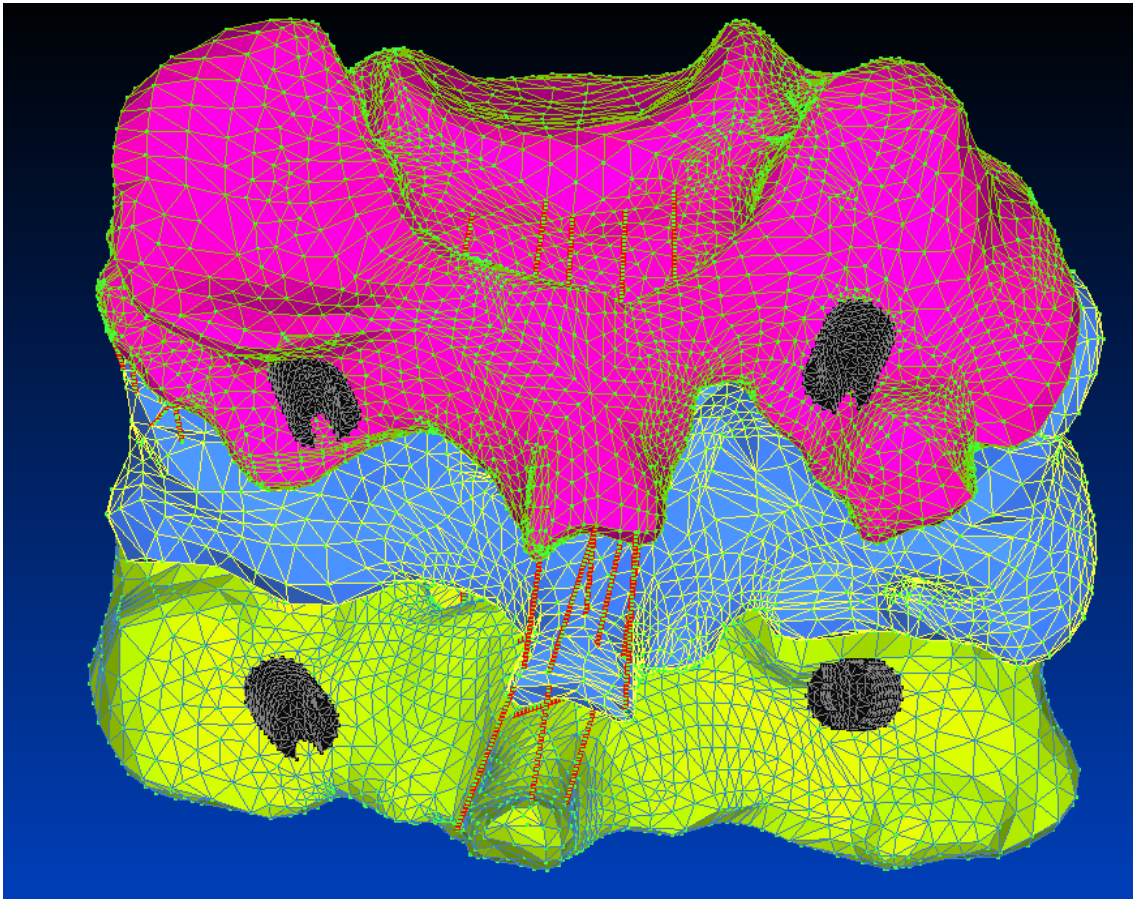


Figura 134. Modelo final - fusão cervical posterior.

2.3.3. Fusão Cervical Anterior e Fusão Cervical Posterior

Dado que os componentes utilizados nos dois tipos de fusão, já se encontravam modelados, foi apenas necessário fazer a montagem destes. Para tal os dois modelos anteriores foram aproveitados (figura 135).

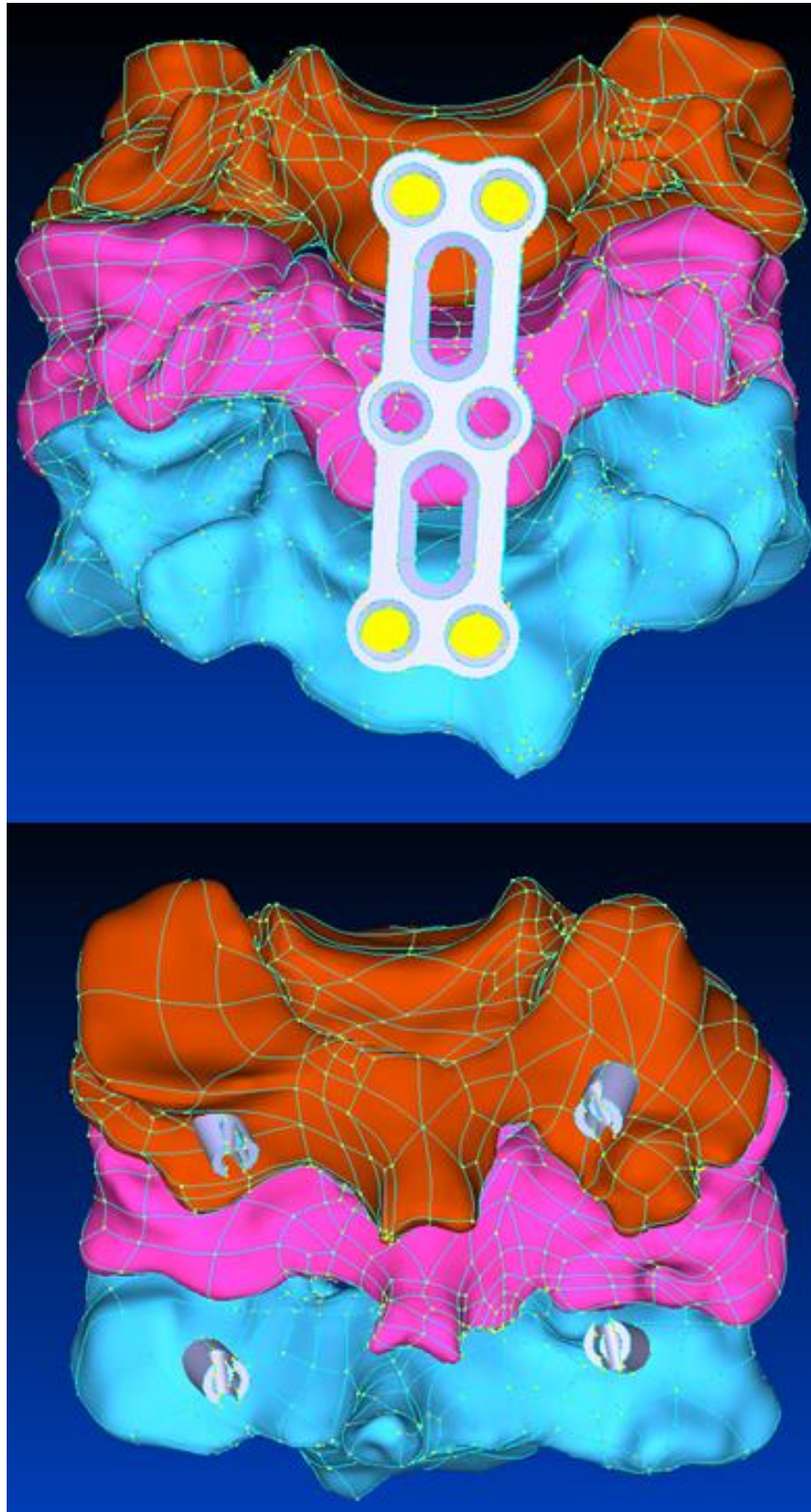


Figura 135. Montagem modelo - fusão cervical anterior e fusão cervical posterior

Após se proceder à operação de subtração dos parafusos nas vértebras C4 e C6, refez-se as malhas destas vértebras. Desta forma, a vértebra C5 apresenta 12851 nós e 58408 elementos e a vértebra C6 apresenta 11519 nós e 52127 elementos.

Mais uma vez o modelo foi sujeito a algumas funções, nomeadamente um “tie” entre os parafusos e as vértebras, entre os parafusos da fusão cervical anterior e a placa e entre as placas cartilagosas e as vértebras e para finalizar os contactos entre as articulações intervertebrais e as vértebras.

O modelo final encontra-se representado na figura 136.

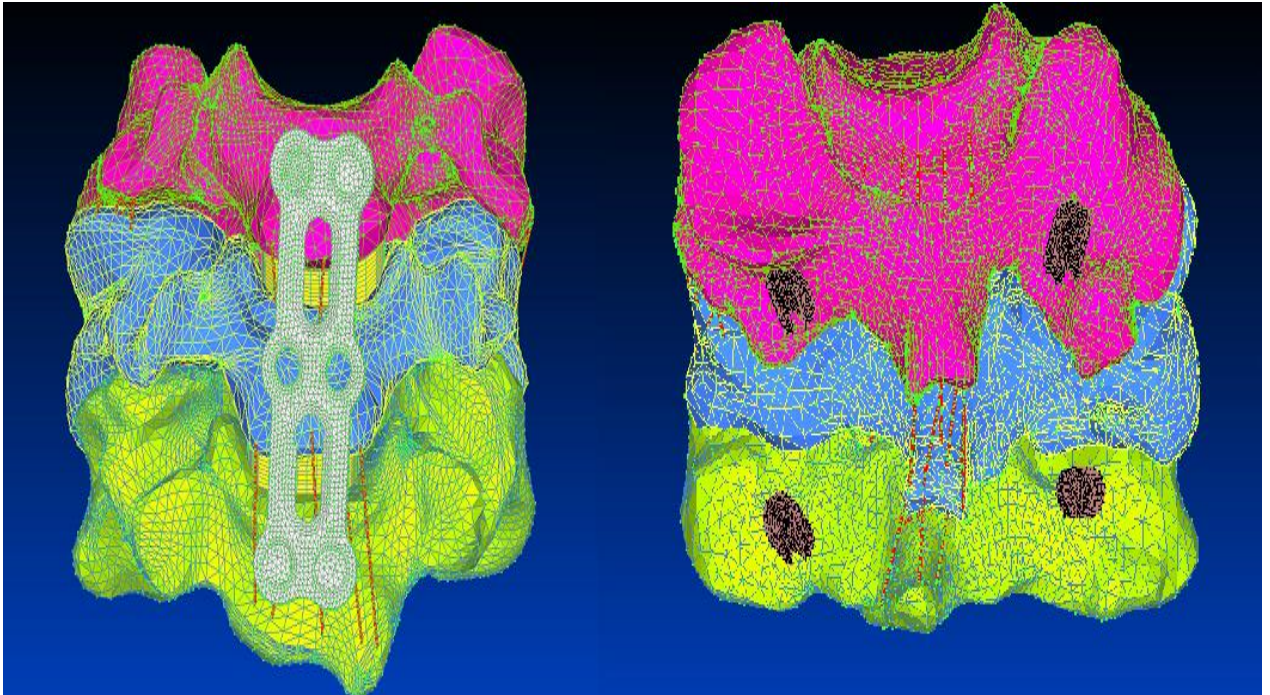


Figura 136. Modelo final-fusão cervical anterior e posterior.

Capítulo III – Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo

3.1. Introdução

Neste capítulo será apresentada a validação do modelo tridimensional de elementos finitos e as propriedades mecânicas que foram utilizadas no modelo final. (Estes resultados foram apresentados na Conferência Internacional sobre Computacional e Experimental de Ciências Biomédicas, nos Açores, Ponta Delgada, S. Miguel em Outubro de 2013.)

3.2. Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos

Antes da utilização do modelo numérico de elementos finitos criado para o estudo da unidade funcional C4-C5-C6 da coluna cervical, foi necessário validar o modelo desenvolvido.

Desta forma, pesquisou-se vários resultados experimentais com o intuito de efectuar a comparação destes com os obtidos pelo método de elementos finitos para o mesmo tipo de carregamento aplicado.

Os resultados experimentais encontrados basearam-se essencialmente em dois casos. Num primeiro caso, analisou-se a rotação do segmento vertebral C5-C6 quando sujeito à flexão (estudo de Wheeldon et al., 2006). Por sua vez, na segunda análise, estudou-se a rotação deste mesmo segmento quando sujeito a uma força de compressão de 73,6N, conjugada com a flexão (estudo de Moroney et al., 1988; Pelker et al., 1991; Teo and Ng, 2001).

O método de validação consistiu, então, num processo iterativo em relação à escolha das propriedades mecânicas dos componentes do modelo (dado que estas não são fornecidas pelos autores mencionados anteriormente), até se encontrar uma curva que melhor se aproximasse dos resultados experimentais encontrados. A selecção das propriedades mecânicas baseou-se em diversos artigos, o que resultou em 2 casos distintos.

Este processo de validação foi também efectuado para o segmento funcional C4-C5-C6, no entanto, por não apresentar diferenças significativas estes resultados não foram apresentados.

Caso 1

Neste primeiro caso, todos os componentes do modelo foram considerados lineares e elásticos (tabela 11) – **rosa**.

Tabela 11. Propriedades do modelo – Caso 1

Componentes	E [MPa]	v	Ref.
Vértebras C5-C6	12000	0,3	[70]
Anel	2,5	0,45	[70]
Núcleo	0,1	0,4999	[70]
Fibras	500	0,3	[70]
Ligamentos LF	3,5	0,45	[70]
Ligamentos ALL	28	0,45	[70]
Ligamentos PLL	23	0,45	[70]
Ligamentos ISL	5	0,45	[70]
Ligamentos SSL	3	0,45	[68]
Ligamentos CL	5	0,45	[70]
Articulações intervertebrais	5,5	0,4	[3]
Placas Cartilagosas	300	0,3	[71]

Caso 2

No segundo caso, todos os componentes foram considerados como lineares e elásticos, excepto o núcleo, que se considerou ter um comportamento hiperelástico *Neo-Hookean* (tabela 12) – **amarelo**.

Tabela 12. Propriedades do modelo – Caso 2

Componentes	E [MPa]	v	Ref.
Vértebras C5-C6	12000	0,3	[70]
Anel	2,5	0,45	[70]
Fibras	500	0,3	[70]
Ligamentos LF	3,5	0,45	[70]
Ligamentos ALL	28	0,45	[70]
Ligamentos PLL	23	0,45	[70]
Ligamentos ISL	5	0,45	[70]
Ligamentos SSL	3	0,45	[68]
Ligamentos CL	5	0,45	[70]
Articulações intervertebrais	5,5	0,4	[3]
Placas Cartilagosas	300	0,3	[71]

Componente	Material	Ref.
Núcleo	Neo-Hookean: C ₁ =0,16 MPa D=0,024 MPa ⁻¹	[64]

Os resultados obtidos encontram-se ilustrados nas figuras 138 e 139. Para a elaboração dos gráficos, as cargas foram aplicadas num nó na superfície superior da vértebra C5 na zona anterior. Este nó encontra-se representado a vermelho na figura 137.

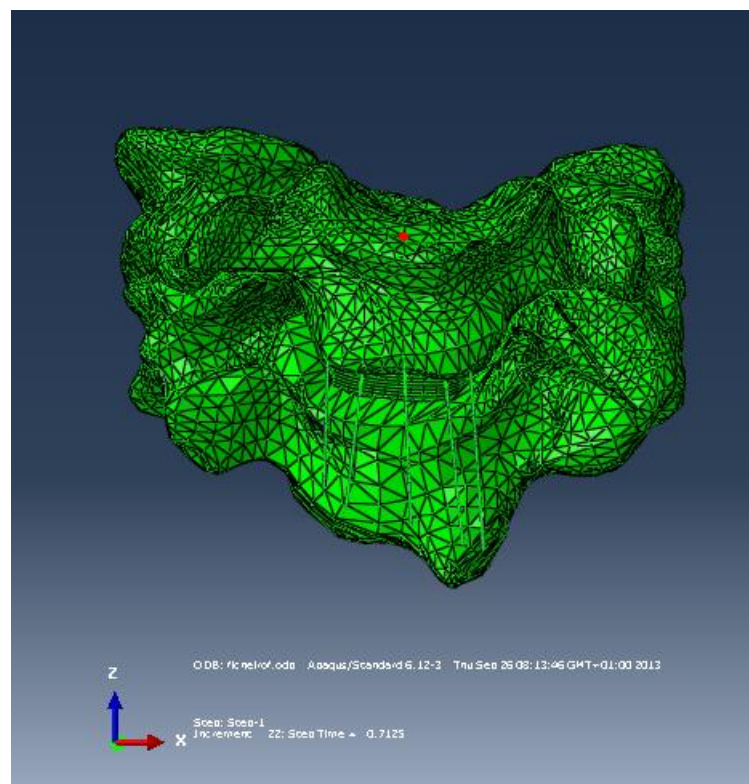


Figura 137. Nó onde é medido a rotação resultante da aplicação das cargas.

Rotação vs. Momento(Flexão)

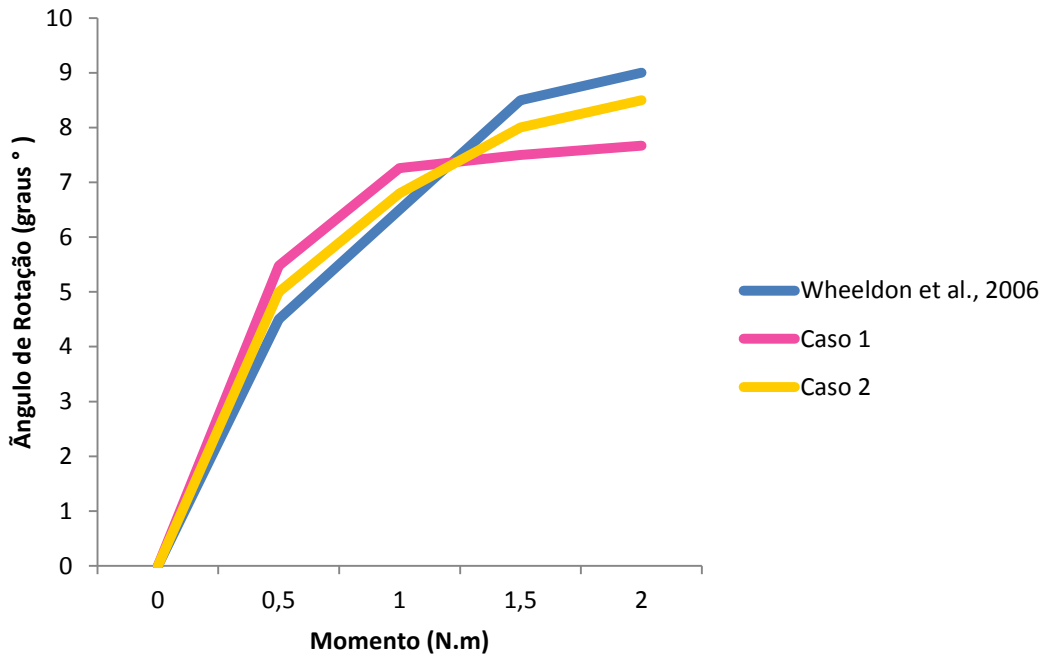


Figura 138. Ângulo de Rotação vs. Momento (Flexão).

Rotação vs. Força e Momento

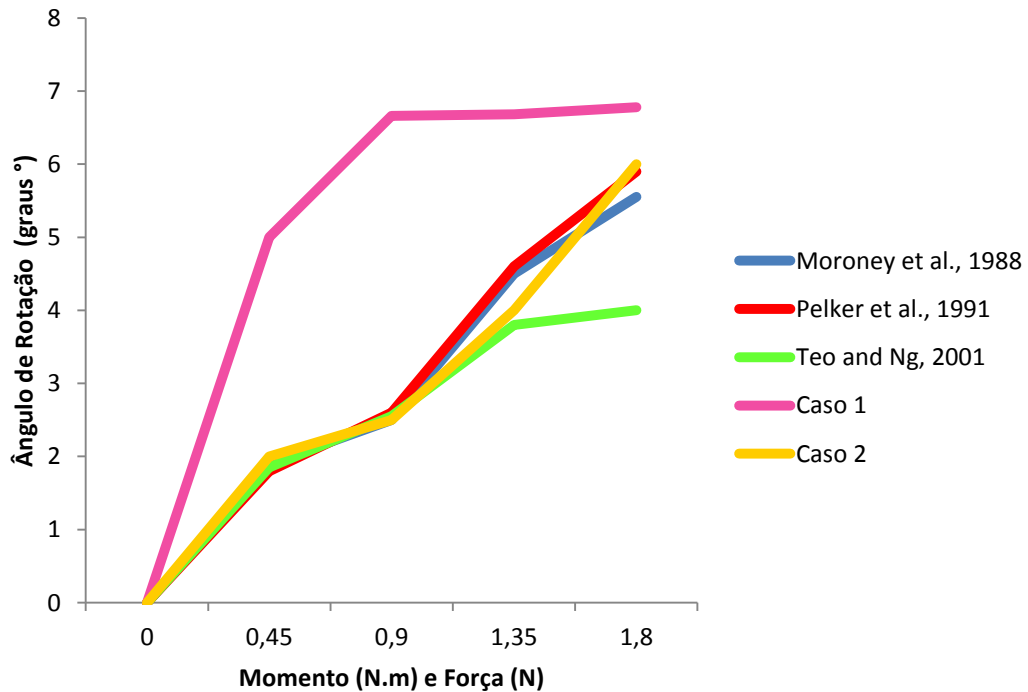


Figura 139. Ângulo de Rotação vs. Força (compressão) e Momento (flexão)

Analisando, o gráfico da figura 138, percebe-se que entre o caso 1 e 2 não há grandes diferenças significativas. Estas duas curvas são muito próximas dos resultados experimentais encontrados na bibliografia.

Logo, para se escolher entre o caso 1 e o caso 2, analisou-se a influência da flexão conjugada com uma força de compressão, que se encontra ilustrada no gráfico da figura 139. Pela análise deste, verifica-se que a curva correspondente ao caso 2 é aquela que mais se aproxima das curvas experimentais apresentadas. O contrário acontece com a curva correspondente ao caso 1 que se afasta muito das curvas obtidas na bibliografia. Desta forma, escolheu-se as propriedades do caso 2, pois são estas que proporcionam melhores resultados, ficando assim validado o modelo tridimensional de elementos finitos da unidade funcional C4-C5-C6.

3.3. Propriedades Mecânicas dos Constituintes do Modelo Final

Como já foi referido, neste trabalho procedeu-se à modelação do segmento vertebral C4-C5-C6 da coluna vertebral humana pelo método de elementos finitos.

Para tal, foi necessário a definição das propriedades dos materiais que compõem o modelo em análise. Estas propriedades fazem parte do domínio da mecânica e englobam o módulo de elasticidade, também conhecido como módulo de Young e o coeficiente de Poisson.

A escolha destes valores resultou de um processo iterativo para a validação do modelo, tendo em conta os diversos artigos consultados (ver anexo I-V).

A tabela 13 apresenta as propriedades utilizadas na modelação.

Tabela 13. Propriedades dos componentes do modelo final.

Componentes	E [MPa]	ν	Ref.
Vértebras C5-C6	12000	0,3	[70]
Anel	2,5	0,45	[70]
Fibras	500	0,3	[70]
Ligamentos LF	3,5	0,45	[70]
Ligamentos ALL	28	0,45	[70]
Ligamentos PLL	23	0,45	[70]
Ligamentos ISL	5	0,45	[70]
Ligamentos SSL	3	0,45	[68]
Ligamentos CL	5	0,45	[70]
Articulações intervertebrais	5,5	0,4	[3]
Placas Cartilaginosas	300	0,3	[71]
Parafusos	110000	0.3	[73]
Placa de fixação	110000	0.3	[73]

Componente	Material	Ref.
Núcleo	Neo-Hookean: $C_1=0,16$ MPa $D=0,024$ MPa ⁻¹	[64]

Como referido anteriormente, as vértebras foram consideradas como corpos rígidos. Daí, não se diferenciaram as propriedades do osso cortical do osso trabecular, nem dos elementos posteriores.

Capítulo IV – Resultados e Discussão

4.1. Introdução

Após a montagem dos modelos foi possível obter os resultados consoante diferentes estudos efectuados considerando a unidade funcional C5-C6 saudável e a unidade funcional C4-C5-C6 saudável e com patologia. Neste capítulo serão apresentados os diferentes resultados e a respectiva discussão.

4.2. Simulações numéricas efectuadas

Para caracterizar o comportamento mecânico da unidade funcional C4-C5-C6, foram realizadas diferentes simulações, que serão apresentadas seguidamente. Numa primeira análise estudou-se o comportamento mecânico da unidade funcional C5-C6 saudável. Numa outra análise, efectuou-se a comparação entre o comportamento mecânico da unidade funcional C4-C5-C6 saudável e com patologia (fractura do tipo compressão-flexão). Para terminar analisou-se a fusão cervical anterior, a fusão cervical posterior e a fusão cervical anterior e posterior como tratamentos para a unidade funcional C4-C5-C6 patológica, tentando assim estudar qual o melhor método.

Em todas estas análises, foram simuladas diferentes cargas, nomeadamente:

- Compressão;
- Extensão;
- Flexão;
- Flexão lateral;
- Rotação axial.

A escolha das condições de carga nomeadamente as forças e os momentos aplicados na coluna vertebral, em especial na zona cervical e na zona C4-C5-C6 foram alvo de um estudo pormenorizado. Na tabela 14 apresenta-se as forças e os momentos utilizados no estudo.

Tabela 14. Forças e momentos utilizados no modelo de elementos finitos.

Tipo de carga	Força [N]	Momento [N.m]	Ref.
Compressão	100 a 700	-	[67]
Extensão	-	-0,5 a -2,5	[74]
Flexão	-	0,5 a 2,5	[74]
Flexão lateral	-	$\pm 0,2$ a ± 1	[70]
Rotação axial	-	$\pm 0,2$ a ± 1	[70]

4.2.1. Simulação numérica da unidade funcional C5-C6 saudável

(Estes resultados foram apresentados no 7º Encontro de Investigação Jovem da Universidade do Porto, em Fevereiro de 2014.)

- Compressão

Após a aplicação das cargas de compressão foi possível construir o gráfico força de compressão vs. deslocamento (da vértebra C5) como se apresenta na figura 140.

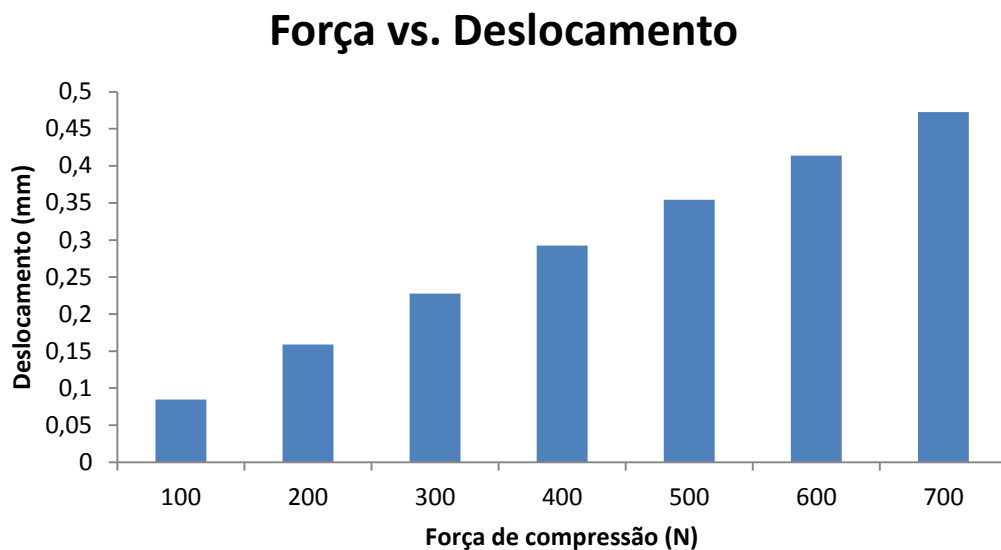


Figura 140. Força vs. Deslocamento - Modelo de carga: Compressão

Pela análise da figura 140, verifica-se como era de esperar que quanto maior a força de compressão aplicada na superfície superior da vértebra C5, maior o deslocamento desta; este processo ocorre dado que a pressão exercida nesta vértebra aumenta levando a que haja o deslizamento da vértebra C5 sobre a vértebra C6.

Para uma melhor visualização dos locais onde ocorre o maior e o menor deslocamento, é apresentado na figura 141 o deslocamento axial da unidade funcional em estudo quando sujeito a uma compressão de 700N.

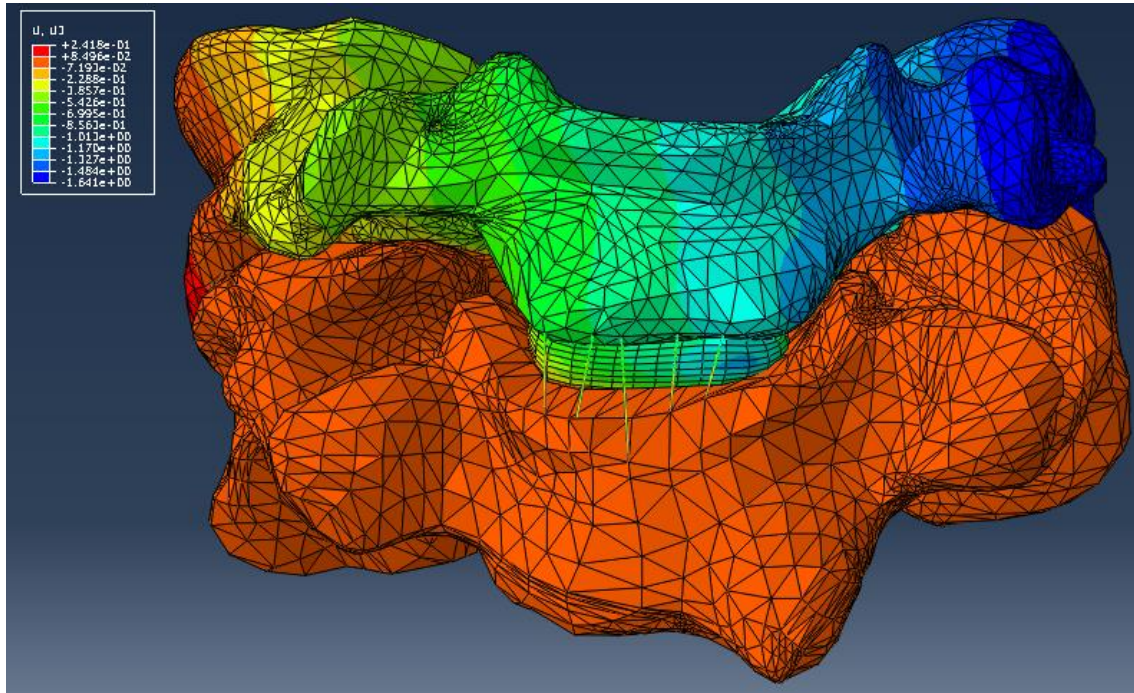


Figura 141. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável (mm) - Modelo de carga: Compressão

Analisando a figura 141, percebe-se que para o caso de uma carga de compressão, ocorre um deslizamento da vértebra C5 para o lado esquerdo, sendo então esta zona onde se verifica maiores deslocamentos – azul. Por outro lado, a zona mais à direita apresenta um deslocamento menor – laranja.

A figura 142 mostra a distribuição da tensão principal mínima no disco IV, quando sujeito a uma carga de compressão de 700N.

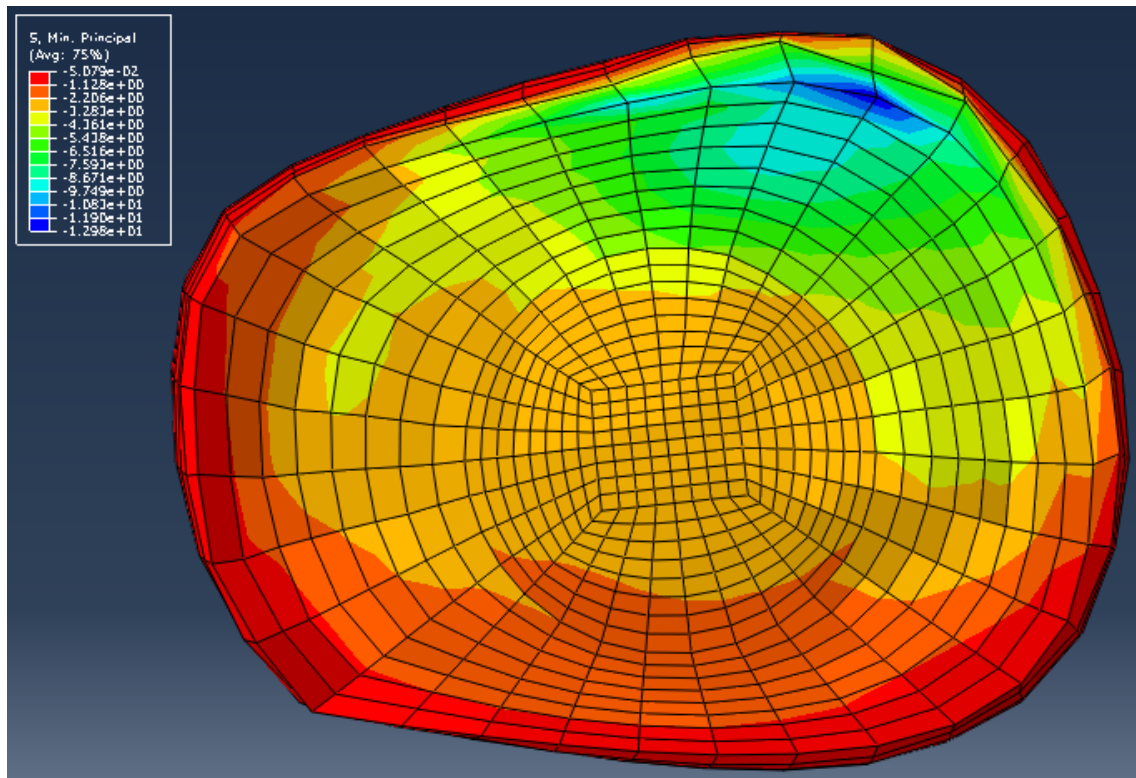


Figura 142. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Compressão

Pela visualização da figura 142, verifica-se que o disco IV encontra-se à compressão na zona mais anterior – azul – e à tracção na zona mais posterior – vermelho.

- Extensão/Flexão

Considerando a aplicação das cargas de extensão e flexão foi possível criar o gráfico Ângulo de rotação vs. Momento como ilustra a figura 143.

Ângulo de rotação vs. Momento

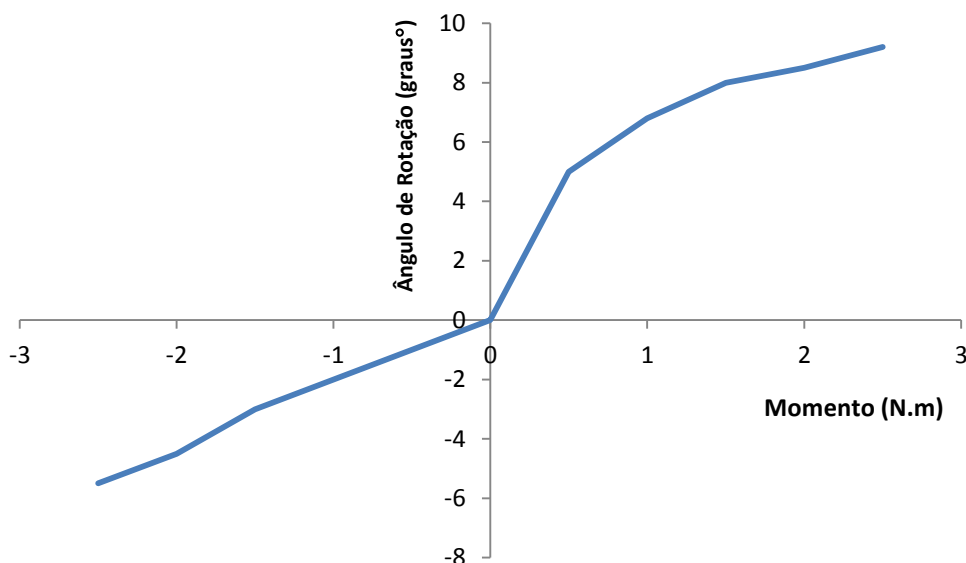


Figura 143. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Extensão/Flexão.

Analisando a figura 143, verifica-se que a magnitude do ângulo de rotação no caso de carga extensão é mais reduzido do que a magnitude do ângulo de rotação na flexão. Estas diferenças nos resultados já tinham sido mencionadas em estudos anteriores [64] [70][74]. Estas podem ser explicadas por alguns factores, nomeadamente, a anatomia assimétrica da coluna cervical no plano sagital bem como pelo facto de estas cargas levarem ao estiramento de diferentes ligamentos (normalmente a flexão causa uma maior tensão nos ligamentos ISL, CL, LF e PLL; por outro lado a extensão causa uma maior tensão dos ligamentos ALL). A extensão e a flexão são ainda afectadas pelas articulações intervertebrais, onde no primeiro caso, estas deslizam para baixo e para trás e no segundo caso, estas deslizam para cima e para a frente [74].

A figura 144 ilustra o campo de deslocamento axial da unidade funcional em estudo quando sujeito a uma carga de extensão de -2.5 N.m e a figura 145 o campo de deslocamento axial aquando de uma carga de flexão de 2.5 N.m.

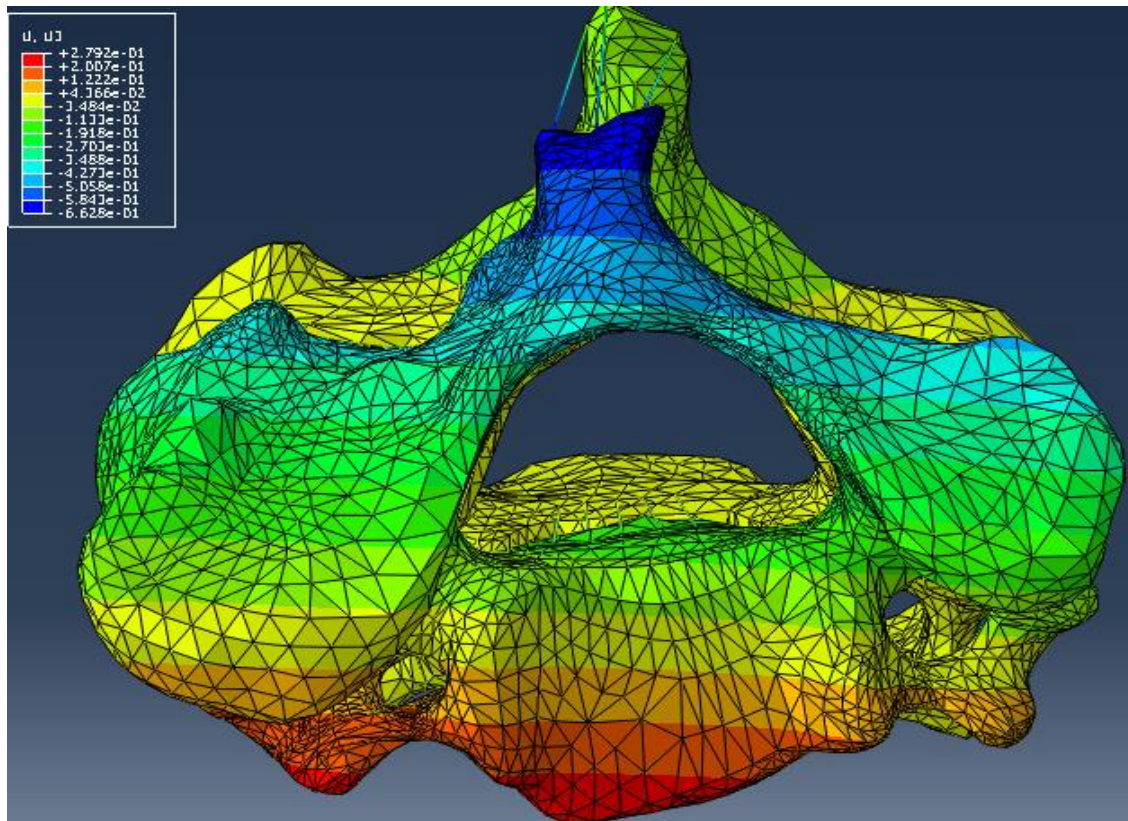


Figura 144. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável (mm) - Modelo de carga: Extensão

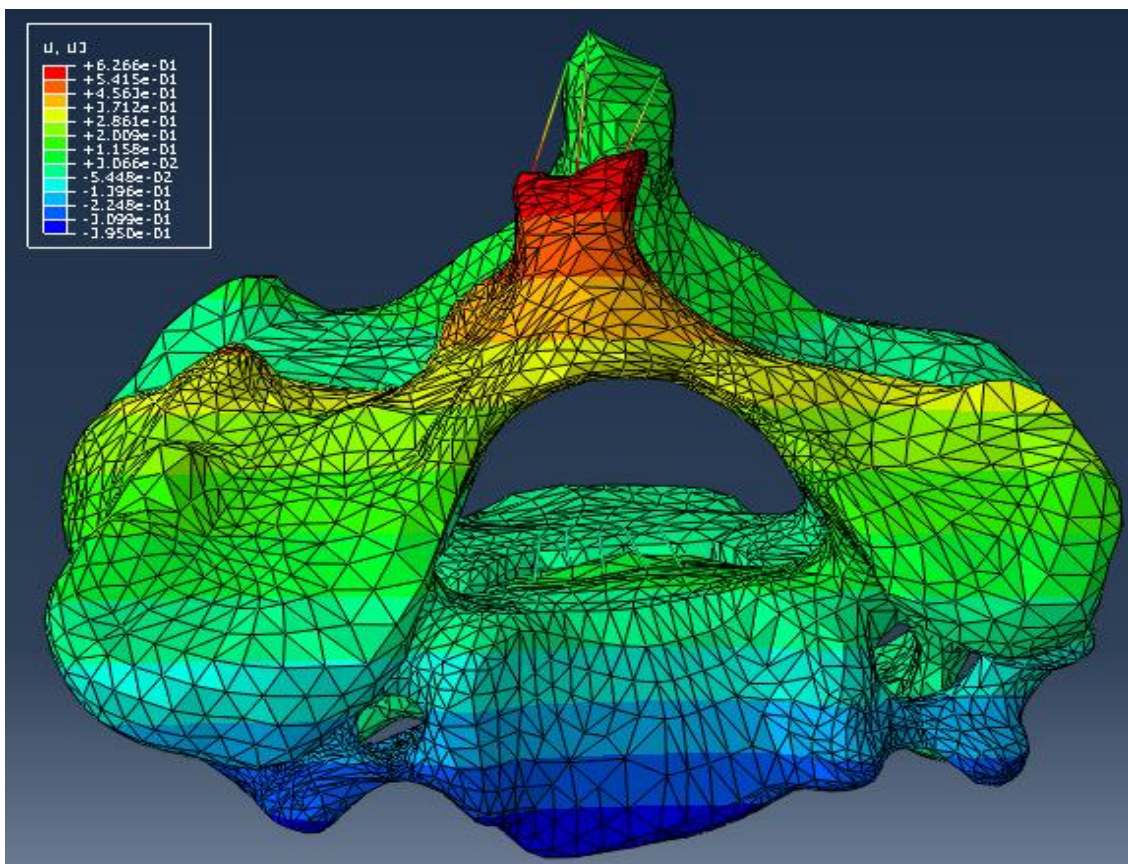


Figura 145. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável (mm) - Modelo de carga: Flexão

Pela análise da figura 144 verifica-se que para uma carga de extensão, a zona mais anterior sofre um deslocamento menor – **vermelho** – e a zona mais posterior sofre um deslocamento maior – **azul**. O mesmo ocorre para uma carga de flexão (figura 145), onde a zona anterior sofre um deslocamento menor – **azul** e a zona posterior um deslocamento maior – **vermelho**. Desta forma, percebe-se que para estes dois casos de carga, é a apófise que sofre um maior deslocamento.

As figuras 146 e 147 ilustram a distribuição da tensão principal mínima no disco IV, quando sujeito a uma carga de extensão (-2.5N.m) e flexão (2.5N.m), respectivamente.

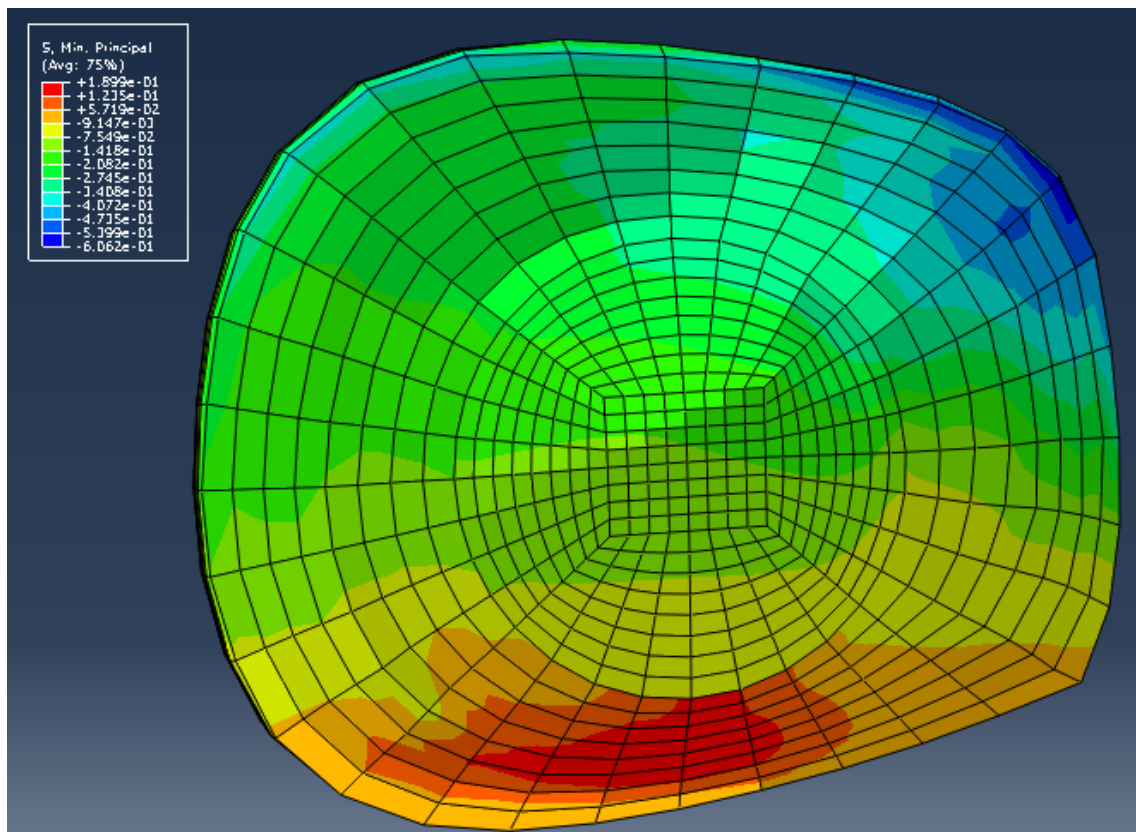


Figura 146. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Extensão.

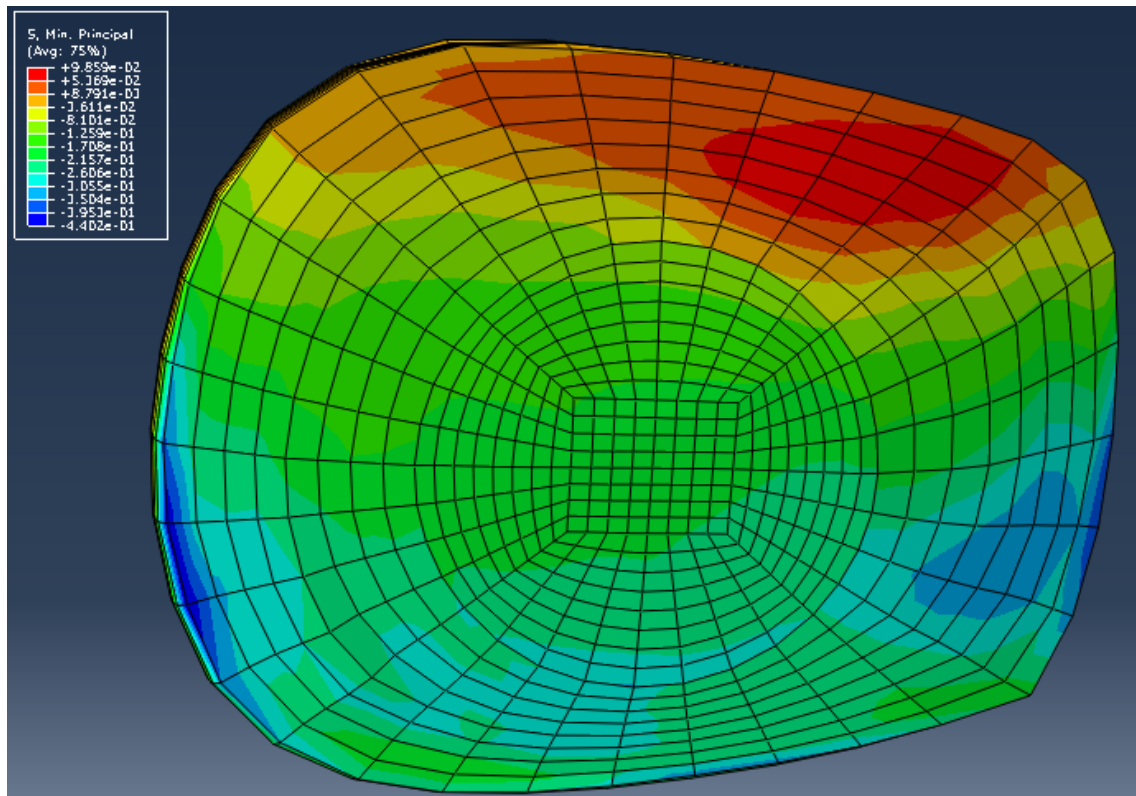


Figura 147. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão.

Pela observação da figura 146, percebe-se que para uma carga de extensão a zona posterior do disco encontra-se à compressão – azul – e a zona mais anterior encontra-se quase à tração – vermelho. Para uma carga de flexão (figura 147), a zona mais posterior encontra-se à tração – vermelho – e a zona mais anterior encontra-se à compressão – azul.

- Flexão lateral

Para o estudo da influência da flexão lateral na unidade funcional em estudo, são apresentados de seguida os resultados obtidos para a flexão lateral direita.

A figura 148 ilustra o gráfico ângulo de rotação vs. momento para o caso de carga flexão lateral direita.

Pela análise da figura 149, verifica-se que é no lado esquerdo que ocorre um maior deslocamento – azul – e o contrário acontece no lado direito – vermelho.

A distribuição da tensão principal mínima no disco IV foi também estudada para este tipo de carga, como ilustra a figura 150. (Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão será mostrada a superfície inferior do disco IV, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C6).

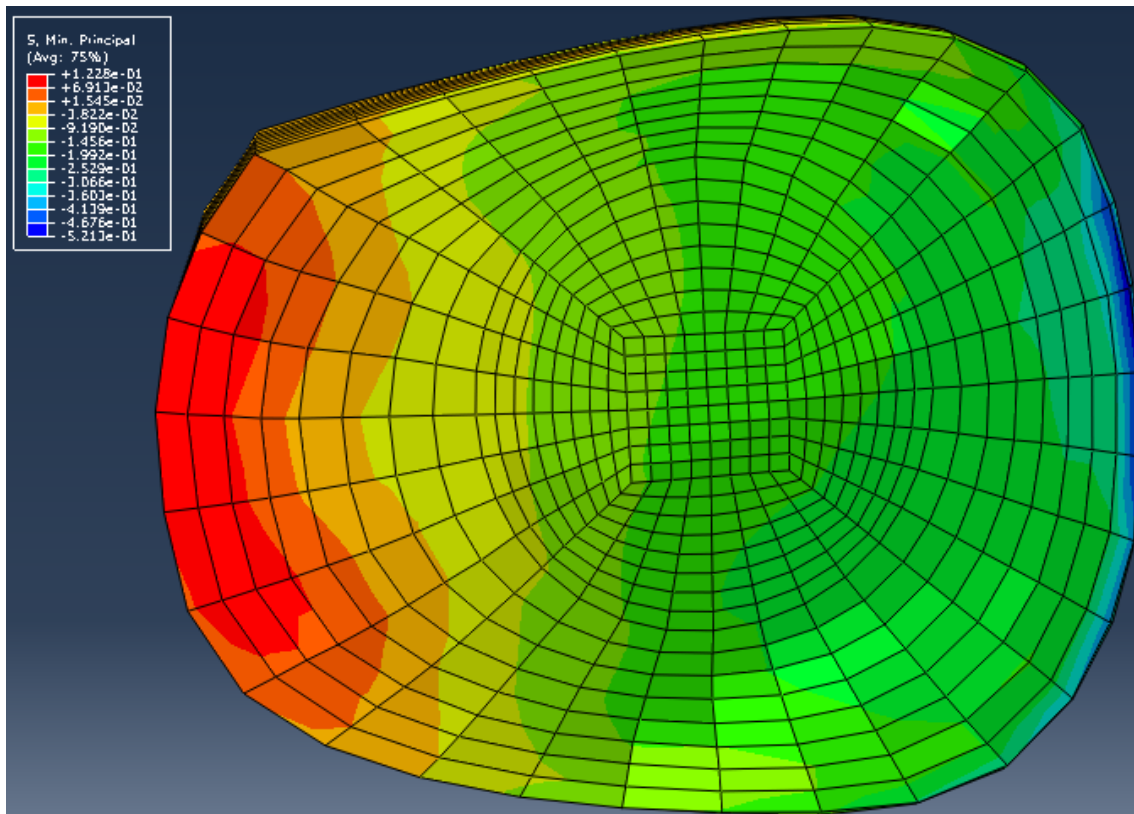


Figura 150. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita

Analisando a figura 150, percebe-se que quando o disco IV está sujeito a uma carga de flexão lateral direita, o lado direito encontra-se à tracção – vermelho – e o lado esquerdo encontra-se à compressão – azul.

- Rotação axial

Para este tipo de carga, é apresentado na figura 151 o gráfico ângulo de rotação vs. momento da unidade funcional quando esta é sujeita à rotação axial esquerda.

Analisando a imagem anterior, observa-se no lado esquerdo um maior deslocamento – azul – e o contrário acontece no lado direito – vermelho.

A figura 153 apresenta a distribuição da tensão principal mínima no disco IV, quando sujeito à rotação axial esquerda. (Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão será mostrada a superfície inferior do disco IV, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C6).

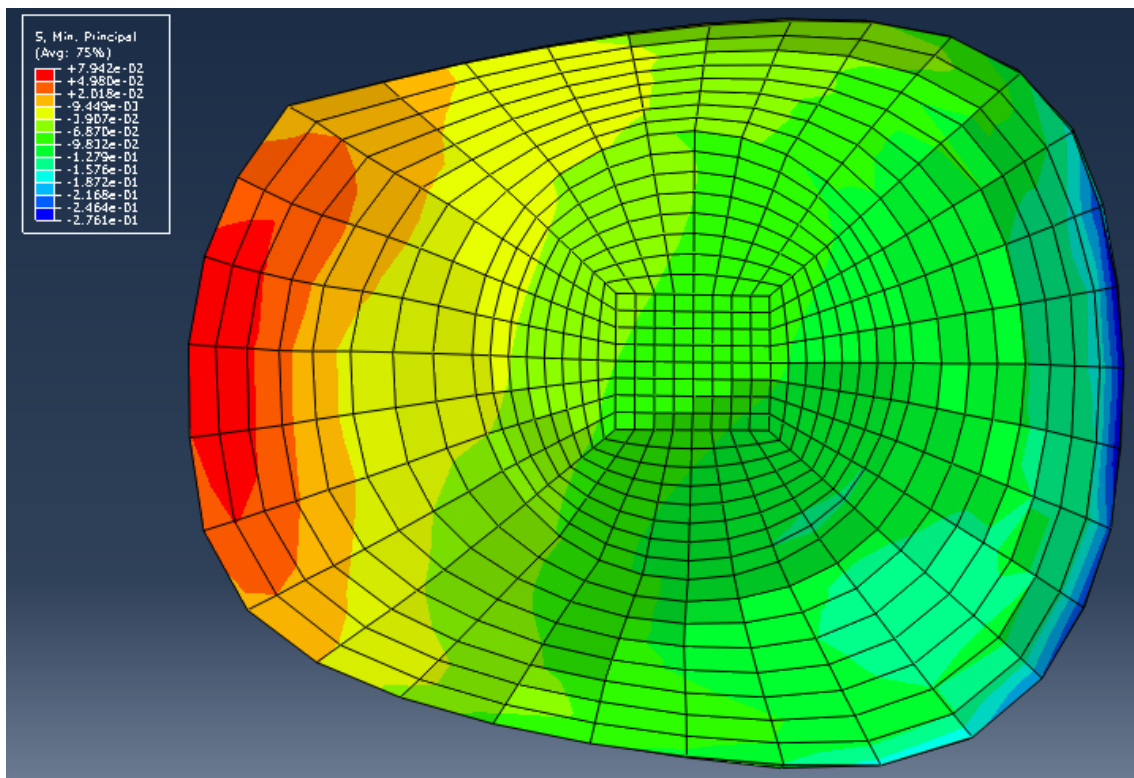


Figura 153. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda

Pela análise da figura 153, verifica-se que o lado direito do disco IV encontra-se à tração – vermelho – e lado esquerdo encontra-se à compressão – azul.

Uma outra análise efectuada consistiu no estudo da influência das diferentes cargas na tensão principal máxima nos ligamentos. Na tabela 15 é apresentado para cada caso de carga estudado o ligamento que sofre uma maior tensão e ainda o seu valor em MPa.

Tabela 15. Tensão principal máxima nos ligamentos.

Tipo de carga	Ligamento	Tensão principal máxima [MPa]
Compressão	CL	0.132
Extensão	ALL	0.8607
Flexão	ISL	0.8899
Flexão lateral direita	CL	0.2178
Rotação axial esquerda	CL	0.2083

Pela análise da tabela 15 verifica-se que é na flexão que os ligamentos, neste caso os ligamentos ISL, apresentam valores da tensão principal máxima superiores; por outro lado é na compressão, onde os ligamentos CL apresentam valores para a tensão principal máxima inferiores. O tipo de ligamento que apresenta maiores tensões para todos os caso de carga está de acordo com o esperado.

4.2.2. Simulação numérica da unidade funcional C4-C5-C6 saudável e patológica

- Compressão

A primeira carga a ser estudada foi a compressão. Para este caso, apresenta-se na figura 154, o gráfico da força vs. deslocamento para a unidade funcional saudável e a unidade funcional patológica.

Força vs. Deslocamento

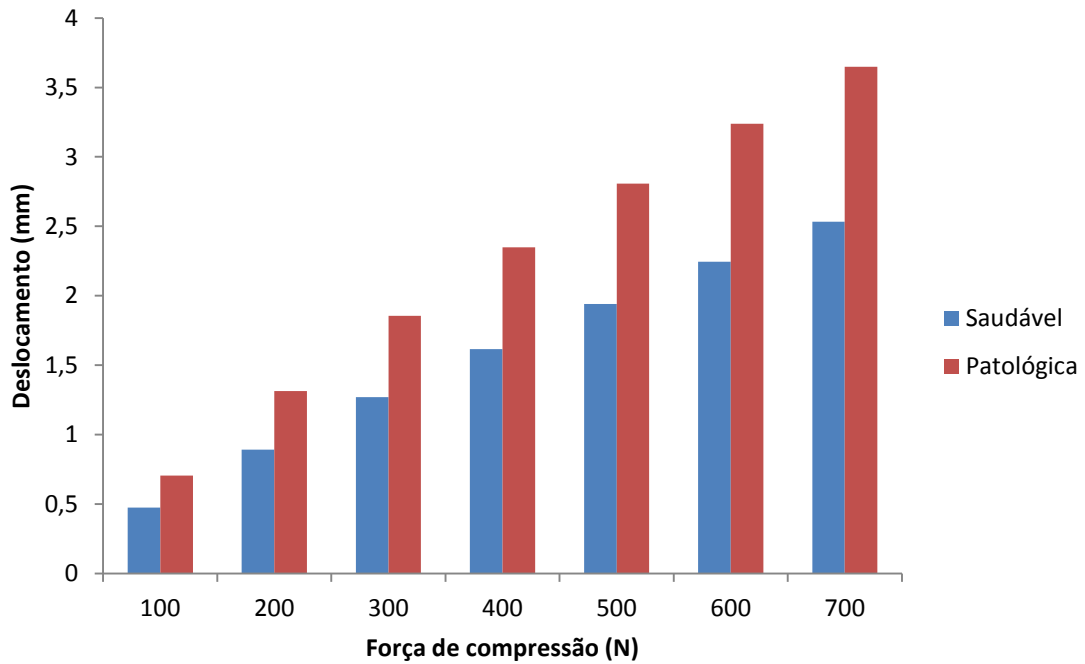


Figura 154. Força vs. Deslocamento - Modelo de carga: Compressão.

Como era de esperar, analisando o modelo saudável, este apresenta um deslocamento menor comparando com o modelo patológico, dado que os componentes deste último encontram-se mais fragilizados, estando assim propenso a que haja um deslocamento axial maior das vértebras superiores.

As figuras 155 e 156 apresentam o campo de deslocamento axial da modelo saudável e patológica, respectivamente, quando sujeitos a uma compressão de valor igual a 700N.

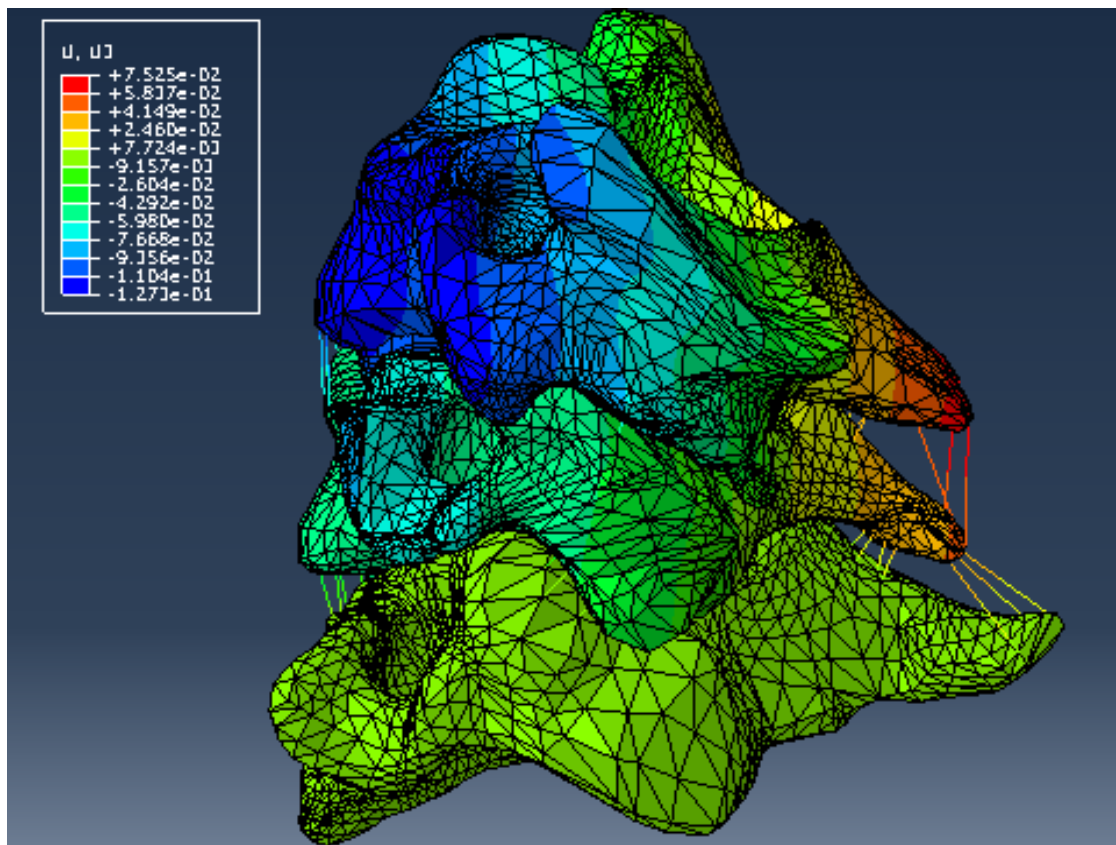


Figura 155. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Compressão.

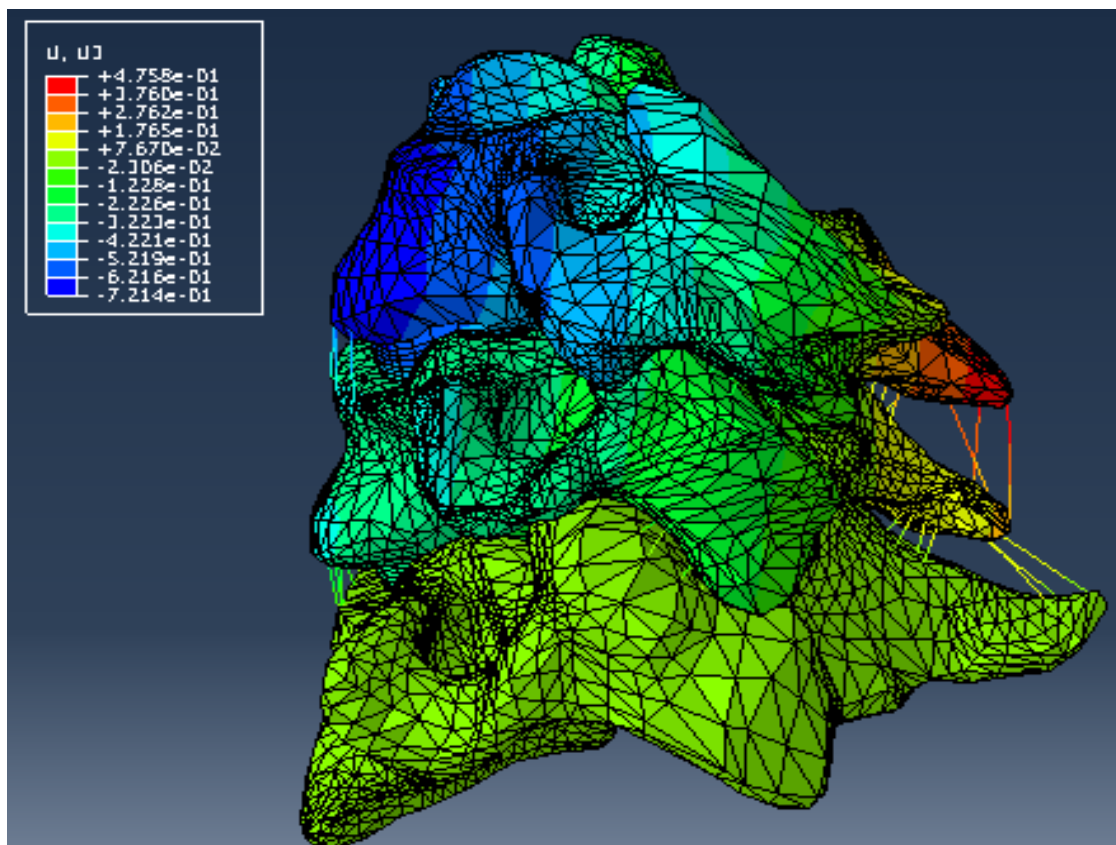


Figura 156. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Compressão.

Analisando as figuras 155 e 156, verifica-se o modelo patológico se desloca mais axialmente e no eixo ântero-posterior.

Relativamente à distribuição da tensão principal mínima nos discos IV é apresentado na figura 157 para os discos IV da unidade funcional saudável e na figura 158 para os discos IV da unidade funcional patológica.

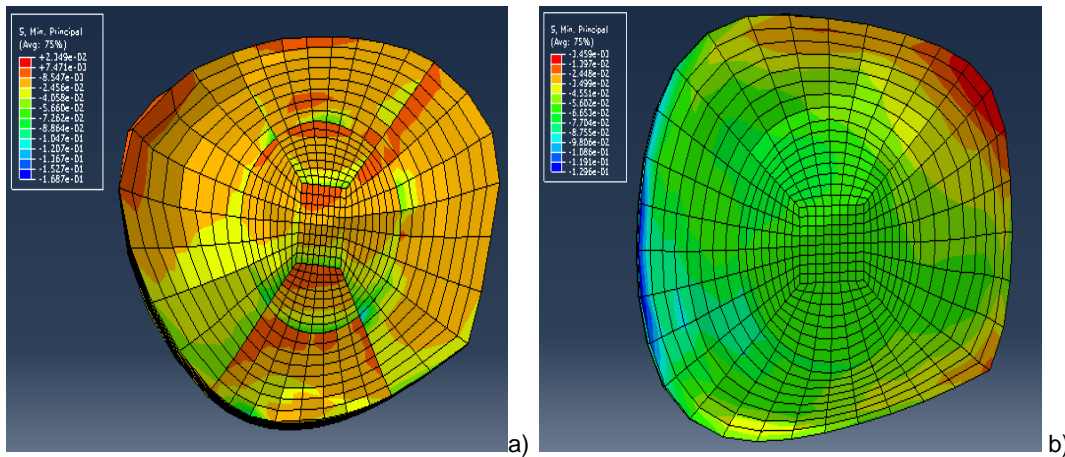


Figura 157. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)-Disco entre as vértebras C5-C6).

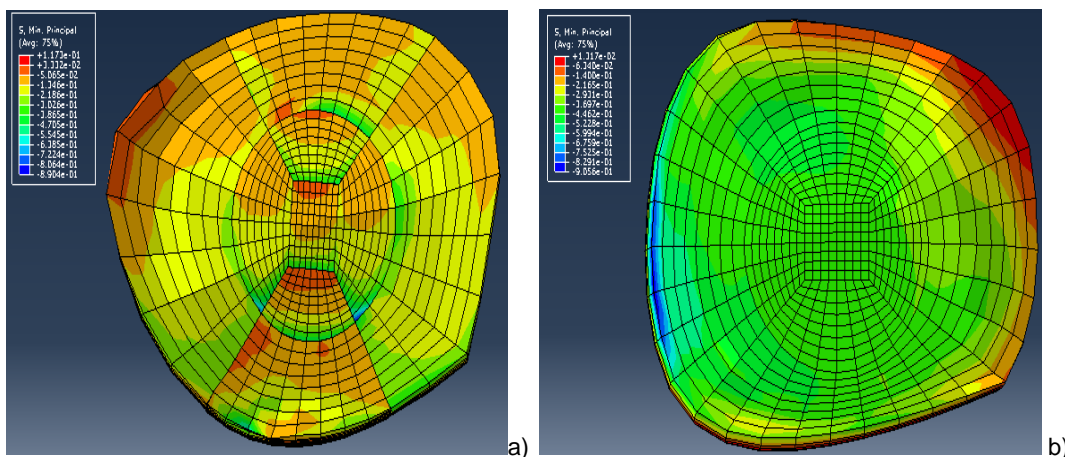


Figura 158. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV patológico (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

Analisando as figuras 157 e 158 verifica-se que o disco IV saudável apresenta os valores para a tensão principal mínima inferiores em relação ao disco IV patológico, sendo então mais resistente.

- Extensão/Flexão

Mais uma vez foi construído o gráfico Ângulo de rotação vs. Momento para se comparar a unidade funcional saudável e a unidade funcional patológica quando sujeita à extensão e à flexão, como ilustra a figura 159.

Ângulo de rotação vs. Momento

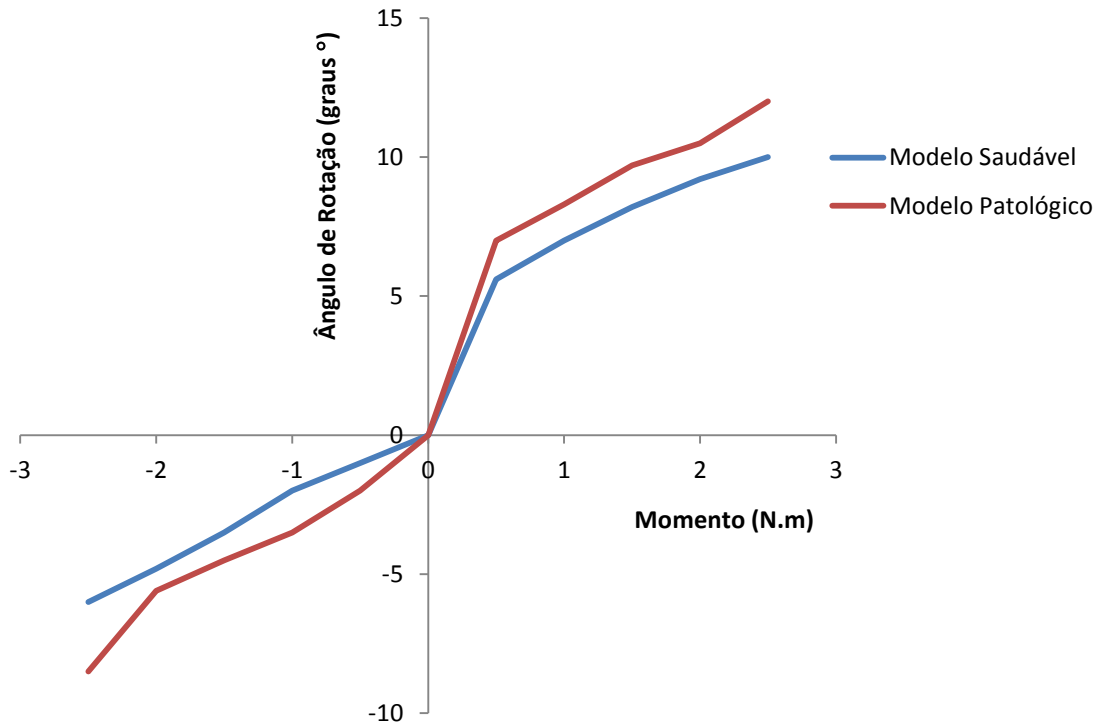


Figura 159. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Extensão/Flexão.

O gráfico da figura 159 mostra que o modelo saudável tem um ângulo de rotação menor do que o modelo patológico.

As figuras 160 e 161 ilustram o campo de deslocamento axial do modelo saudável e patológico, respectivamente, quando sujeitos a carga de extensão de -2.5N.m.

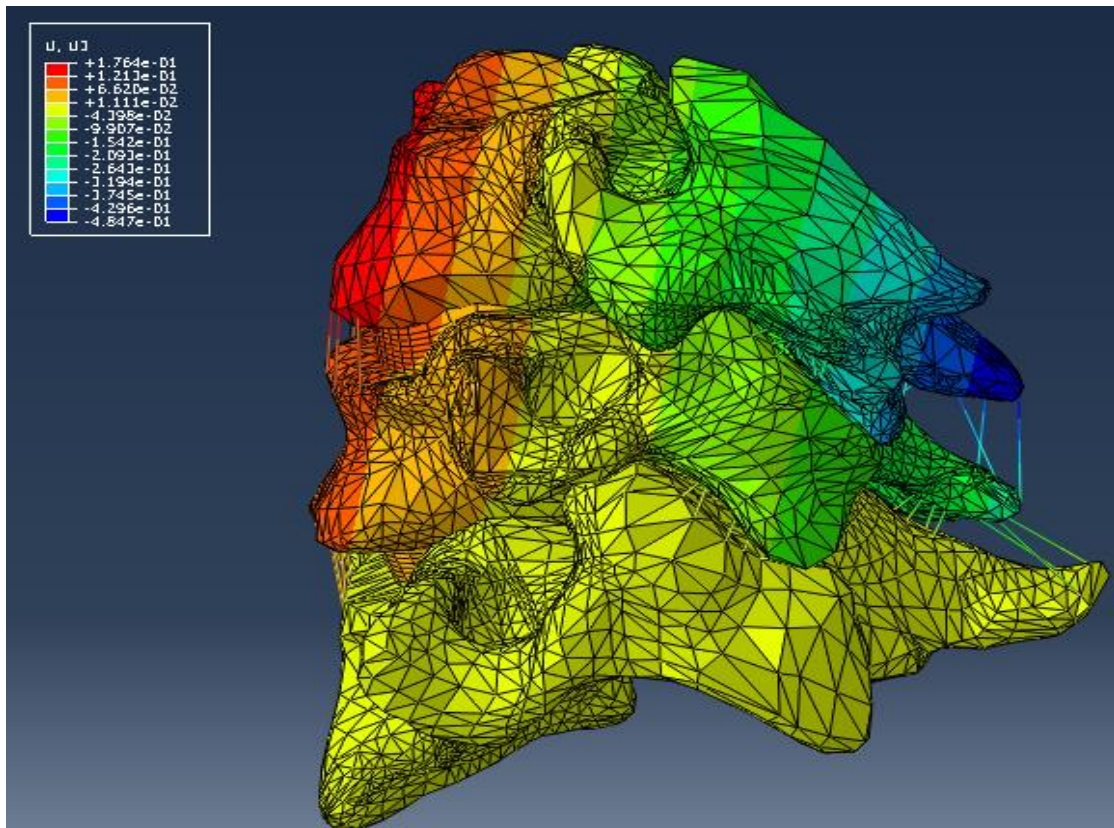


Figura 160. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Extensão.

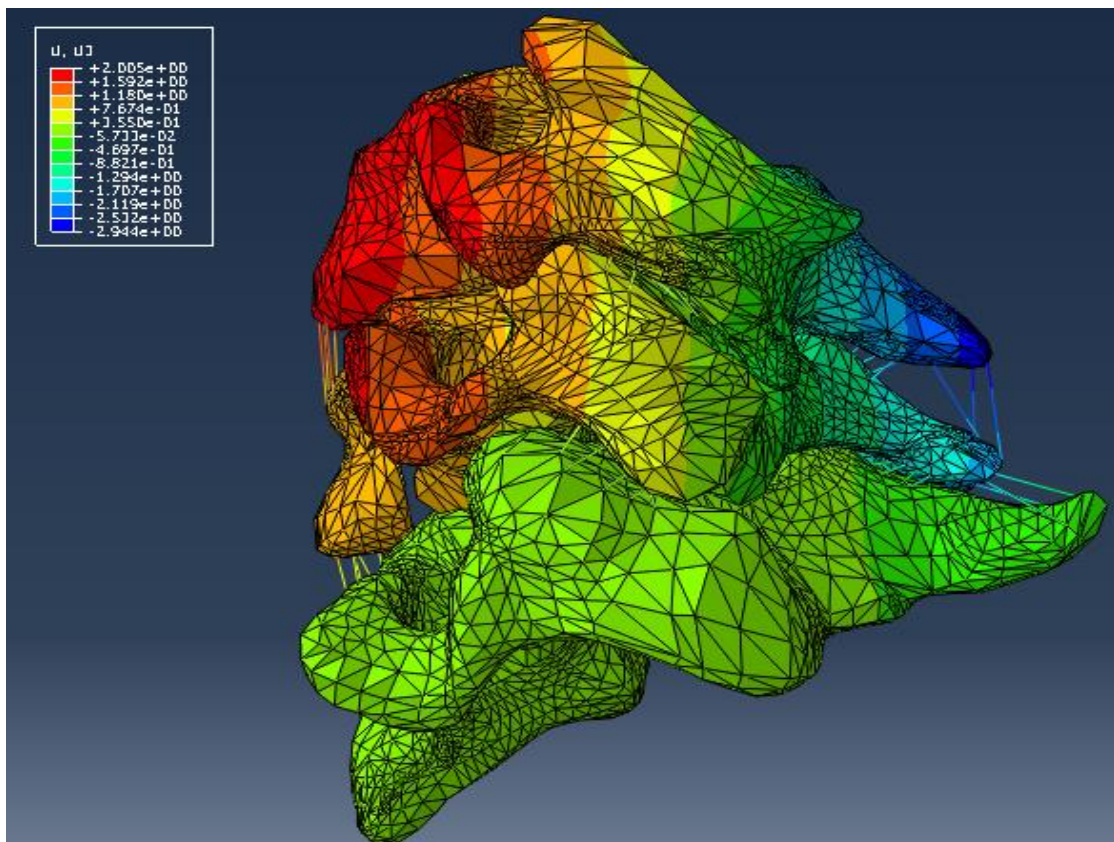


Figura 161. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Extensão.

Pela análise das figuras 160 e 161 verifica-se que o modelo patológico apresenta valores de deslocamento maiores que os do modelo saudável.

A figura 162 e 163 ilustram o campo de deslocamento axial do modelo saudável e patológico, respectivamente, quando sujeitos a carga de flexão de 2.5N.m.

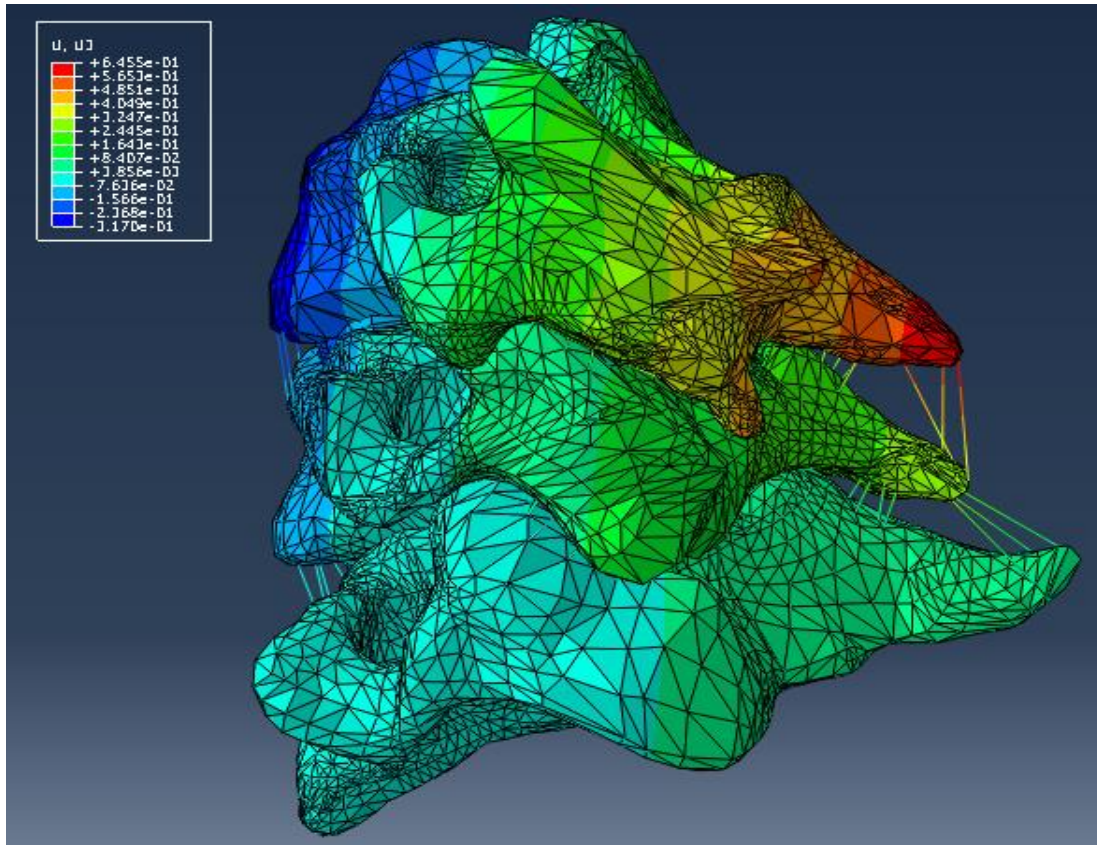


Figura 162. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Flexão.

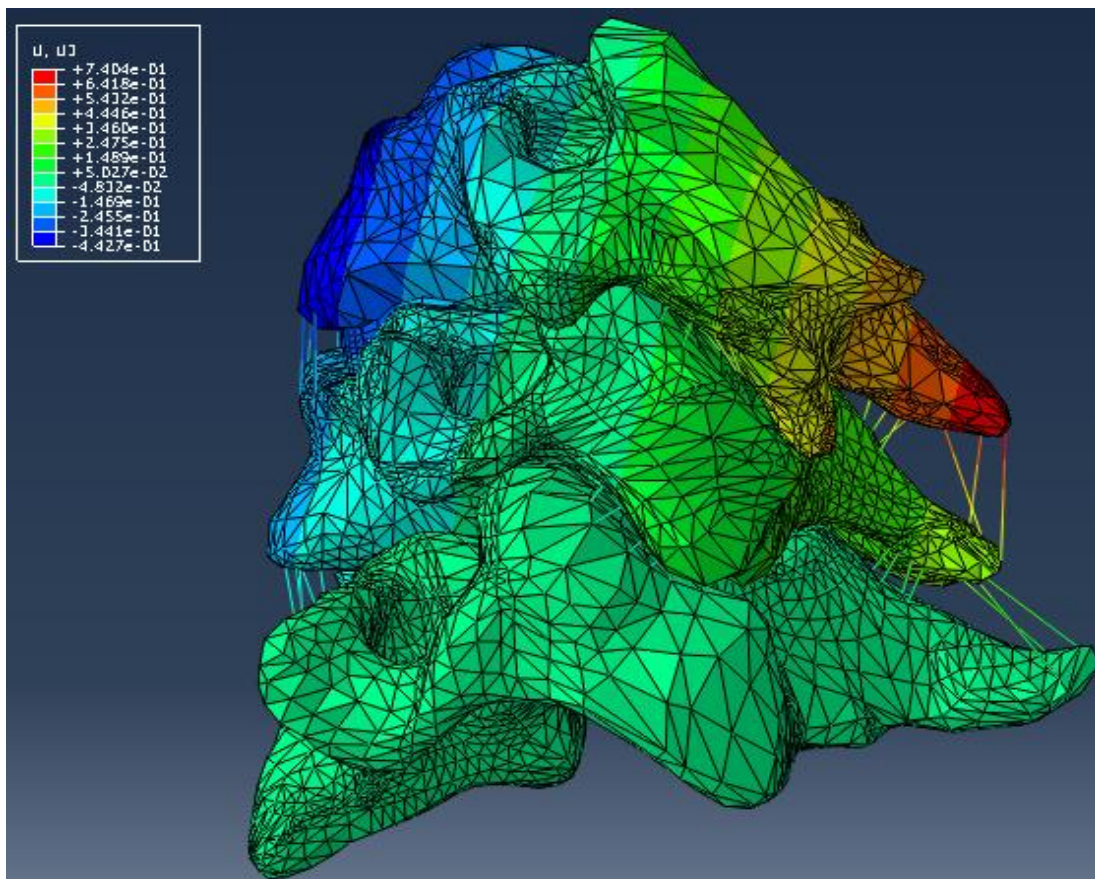


Figura 163. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Flexão.

Para o caso da flexão, as diferenças do deslocamento entre a unidade saudável e a unidade patológica, são relativamente reduzidas. No entanto, é o segundo modelo que apresenta maiores deslocamentos.

A distribuição da tensão principal mínima nos discos IV é apresentada na figura 164 para os discos IV da unidade funcional saudável e na figura 165 para os discos IV da unidade funcional patológica, para o caso de carga extensão.

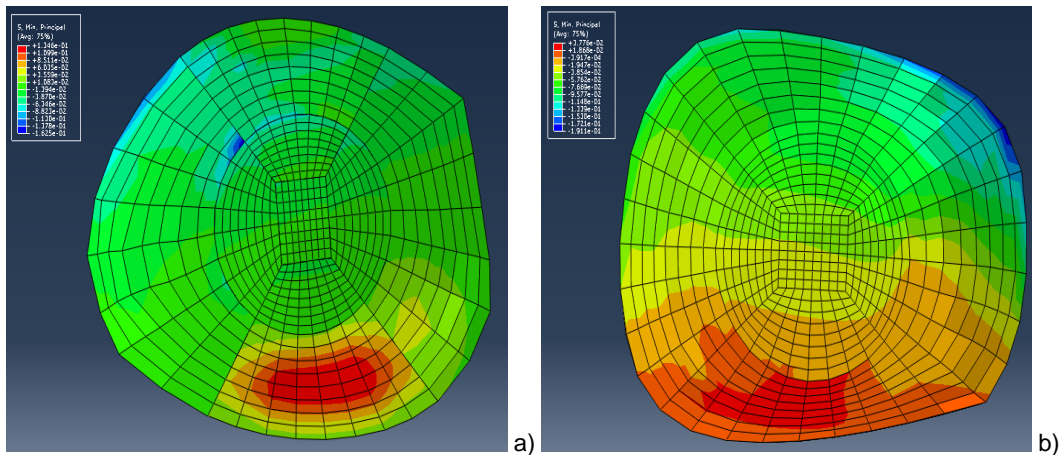


Figura 164. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

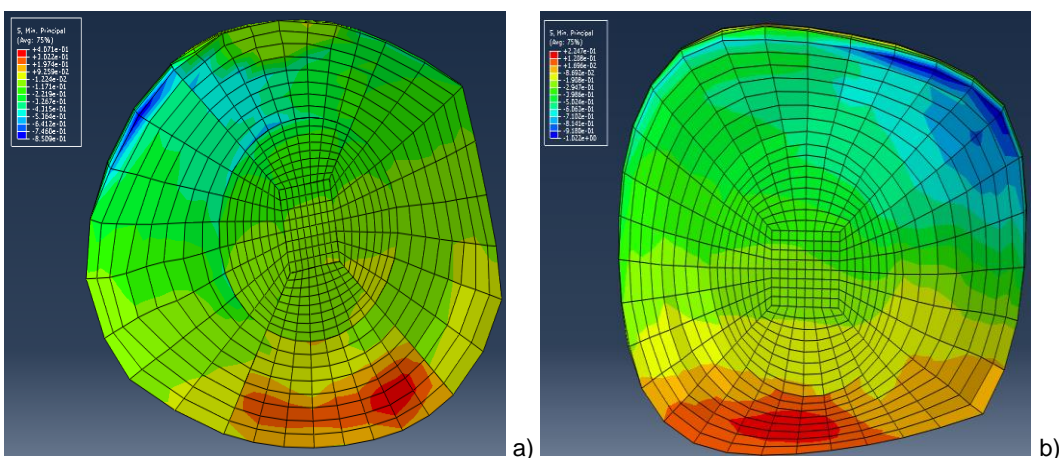


Figura 165. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV patológico (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

Analisando a figura 164a) e a figura 165a), verifica-se que a distribuição das zonas à compressão – azul – e das zonas à tracção – vermelho em ambos os casos é muito semelhante; no entanto, o disco patológico (figura 165a) apresenta valores para a tensão superiores aos verificados no disco saudável. O mesmo acontece nas figuras 164b) e 165b), onde no disco saudável a zona mais crítica apresenta uma tensão principal mínima de -0.1911 MPa e no disco patológico verifica-se uma tensão principal mínima de -1.022 MPa. Estas diferenças levam à conclusão de que o disco patológico é menos resistente quando comparado com o disco saudável.

A figura 166 apresenta a tensão principal mínima nos discos IV da unidade funcional saudável e na figura 167 para os discos IV da unidade funcional patológica, para o caso de carga flexão.

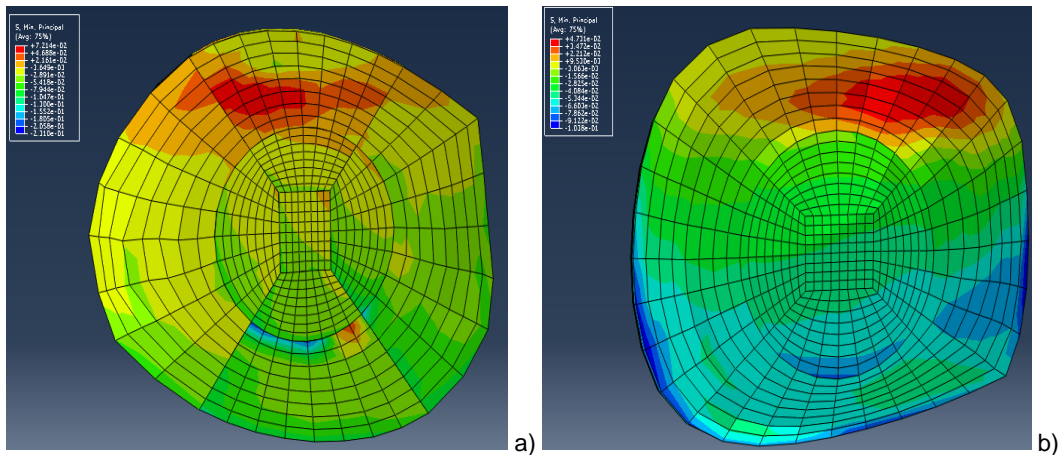


Figura 166. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV patológica (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6)

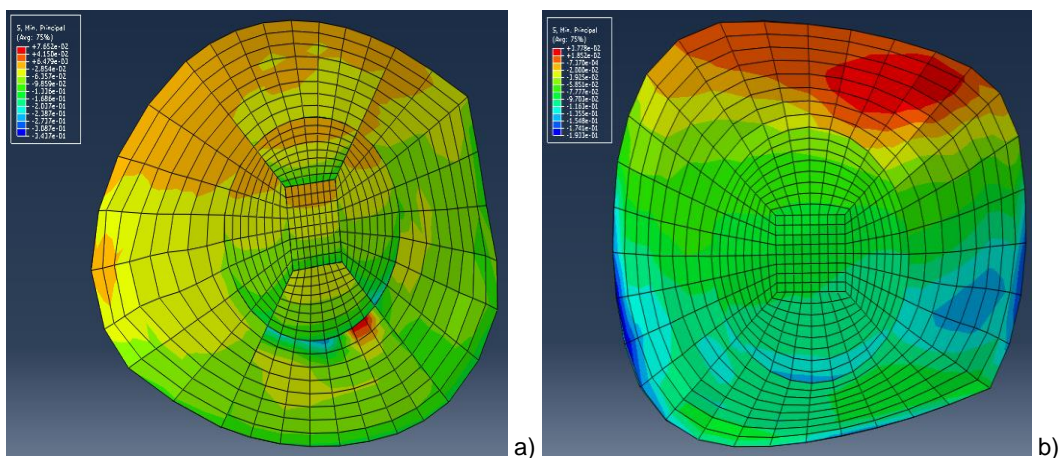


Figura 167. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

Analisando, as figuras anteriores verifica-se que, quer para o modelo saudável quer para o modelo patológico, é no primeiro disco, ou seja, entre as vértebras C5 e C6, que as tensões são mais elevadas. Mais uma vez, em ambos os casos, a distribuição das zonas à compressão – azul – e das zonas à tracção – vermelho é bastante parecida. O disco saudável entre C4 e C5 apresenta uma tensão de -0.231 MPa à compressão e o disco patológico entre C4 e C5 apresenta uma tensão de -0.347 MPa, também à compressão; para os discos entre as vértebras C5 e C6, estes valores são de -0.1038 MPa para o disco saudável e de -0.1933 MPa para o disco patológico. Estes resultados levam mais uma vez à conclusão de que o patológico é mais sensível, logo menos resistente do que o disco saudável.

- Flexão lateral

A figura 168 apresenta o gráfico Ângulo de rotação vs. Momento do modelo saudável e do patológico quando sujeitos à flexão lateral.

Ângulo de rotação vs. Momento

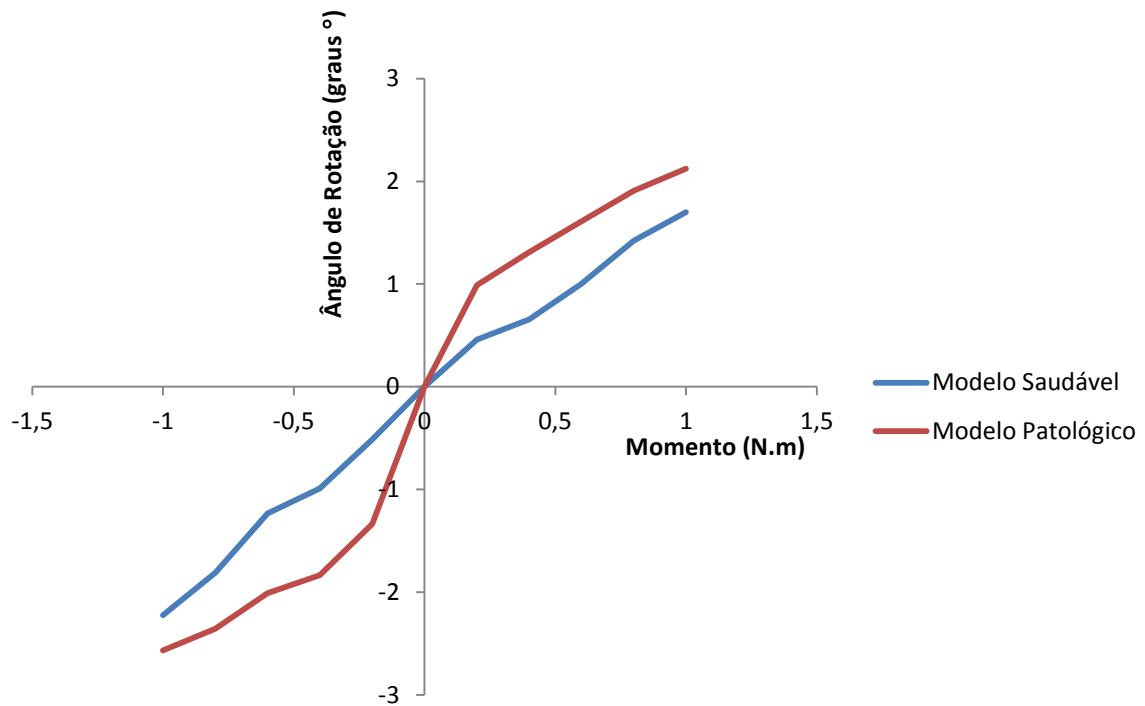


Figura 168. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Flexão lateral.

Pela análise do gráfico da figura 168, verifica-se que o modelo patológico apresenta um ângulo de rotação maior do que o modelo saudável.

As figuras 169 e 170 apresentam o campo de deslocamento axial do modelo saudável e patológico, respectivamente, quando sujeitos a carga de flexão lateral direita de 1N.m.

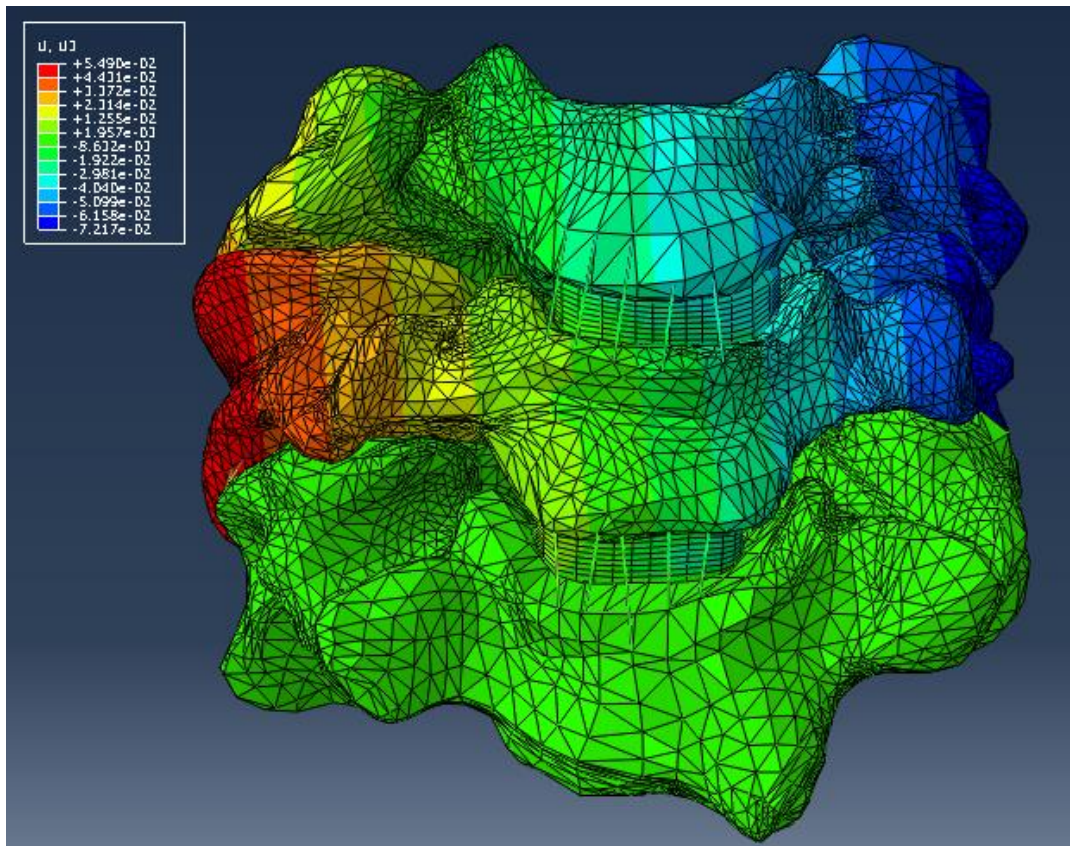


Figura 169. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Flexão lateral direita.

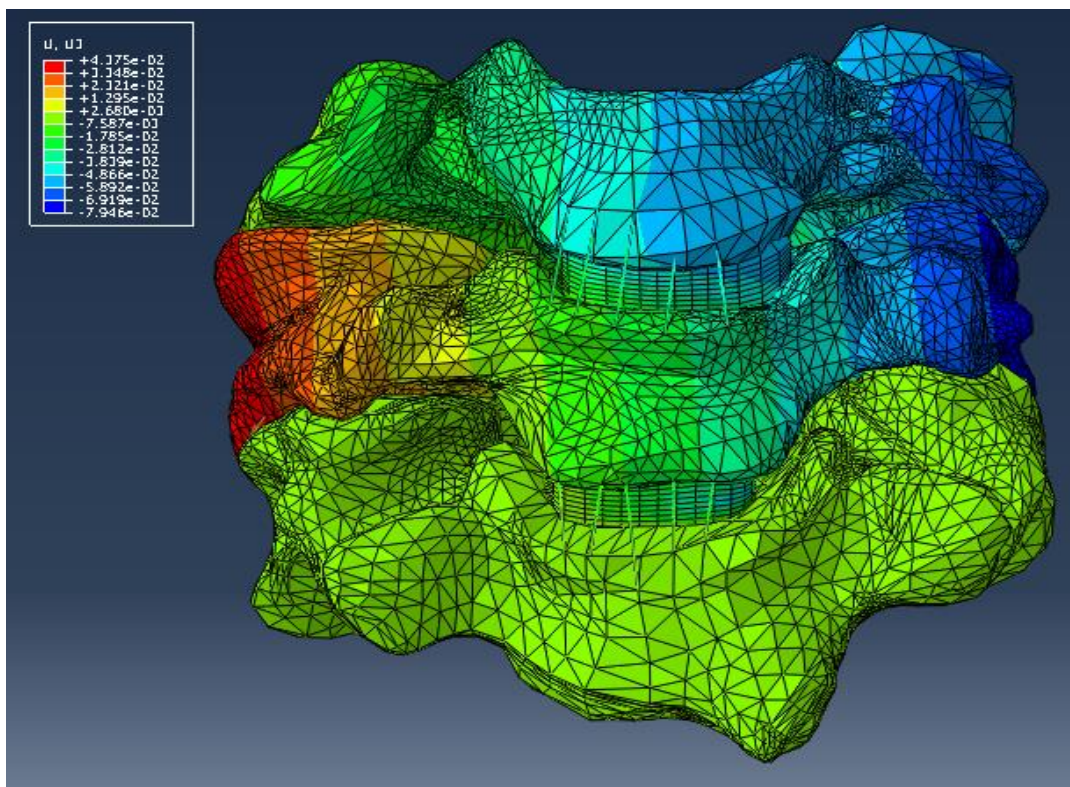


Figura 170. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Flexão lateral direita.

Mais uma vez o modelo patológico, estando fragilizado na vértebra C5, nos ligamentos posteriores e consequentemente nos discos IV, sofre deslocamentos maiores (-0.7946 mm) quando comparado com o modelo saudável (-0.7217 mm).

A figura 171 apresenta a tensão principal mínima nos discos IV para a unidade funcional saudável e na figura 172 nos discos IV para a unidade funcional patológica, para o caso de carga flexão lateral direita. (Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão serão mostradas as superfícies inferiores dos discos IV, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C5 e a que está em contacto com a superfície superior de C6).

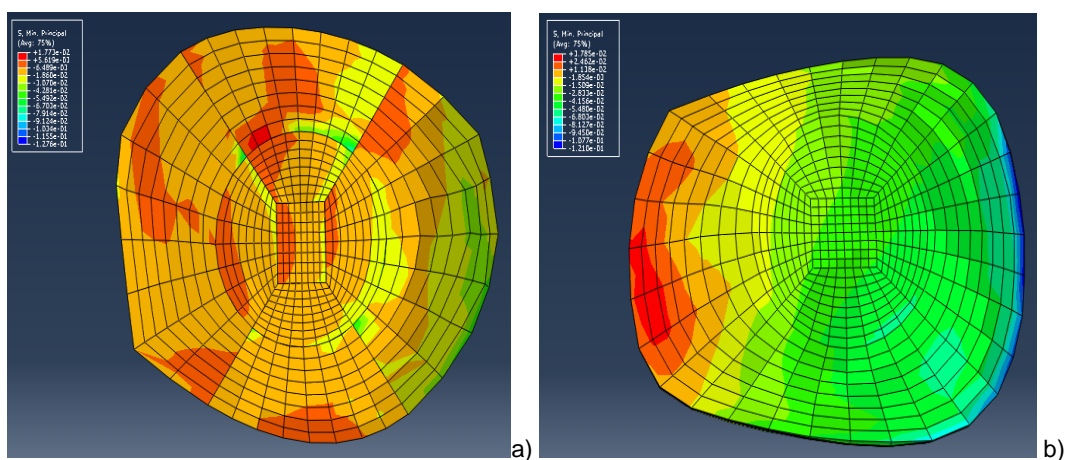


Figura 171. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

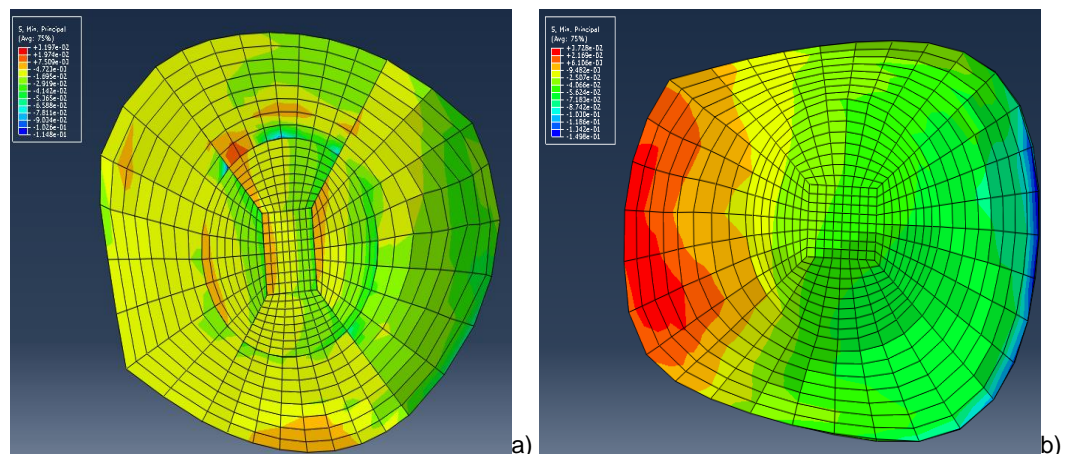


Figura 172. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

Analisando as figuras 172 e 173, verifica-se que os resultados estão de acordo com o esperado, ou seja, tracção no lado direito e compressão no lado esquerdo. Verifica-se, mais uma vez, que o disco patológico apresenta tensões principais mínimas superiores o que se concluí que este é menos resistente.

- Rotação axial

A figura 173 apresenta o gráfico Ângulo de rotação vs. Momento do modelo saudável e do patológico quando sujeitos à rotação axial.

Ângulo de rotação vs. Momento

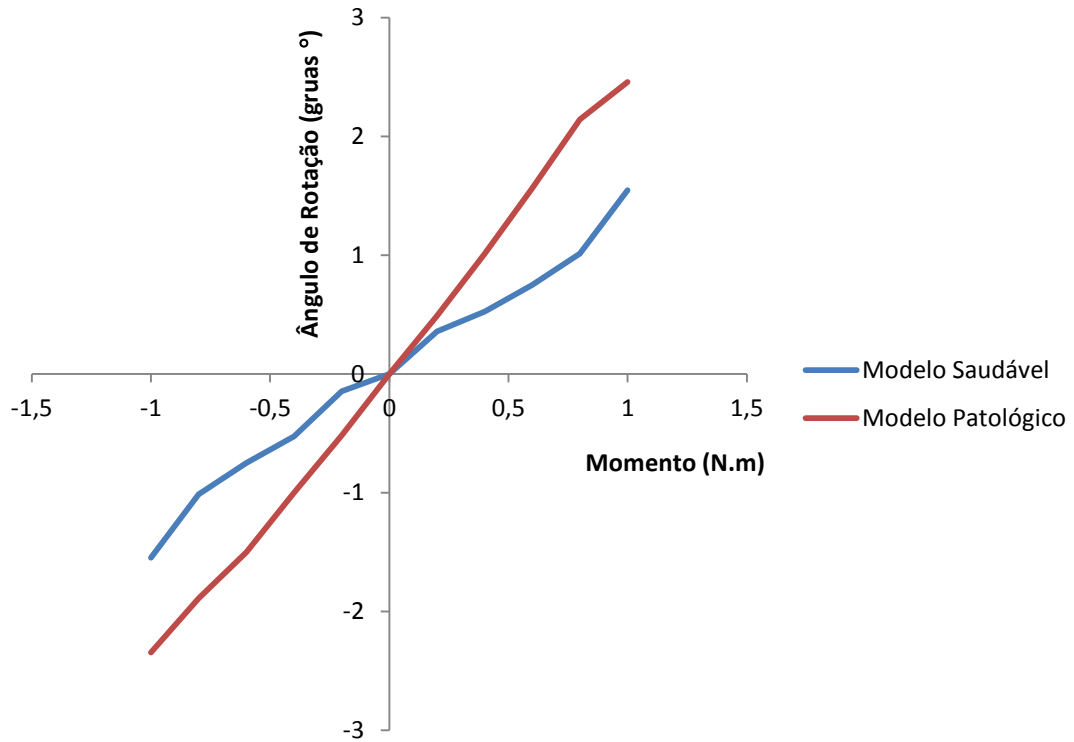


Figura 173. Ângulo de rotação vs. Momento - Modelo de carga: Rotação axial.

Pela análise da figura 173, verifica-se que o modelo patológico apresenta um ângulo de rotação maior que o modelo saudável.

A figura 174 e 175 apresentam o campo de deslocamento axial do modelo saudável e patológico, respectivamente, quando sujeitos a carga de rotação axial esquerda de 1N.m.

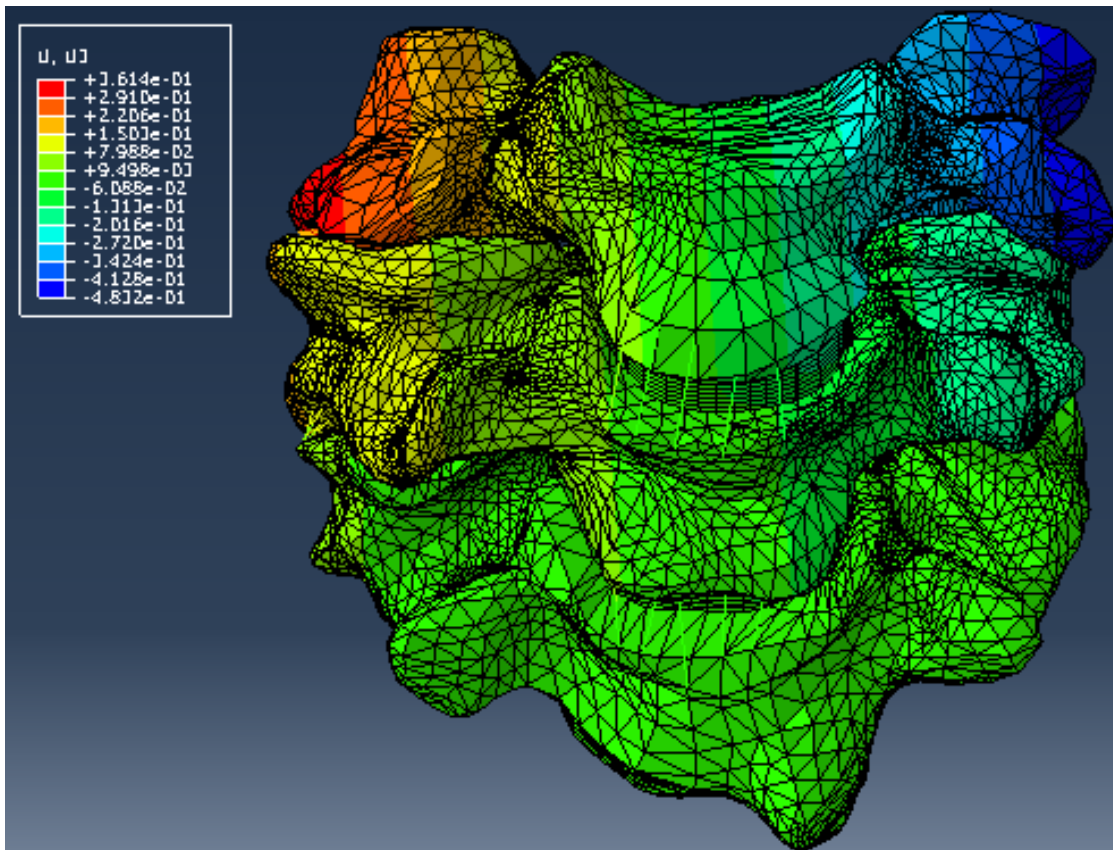


Figura 174. Campo de deslocamento axial da unidade funcional saudável - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.

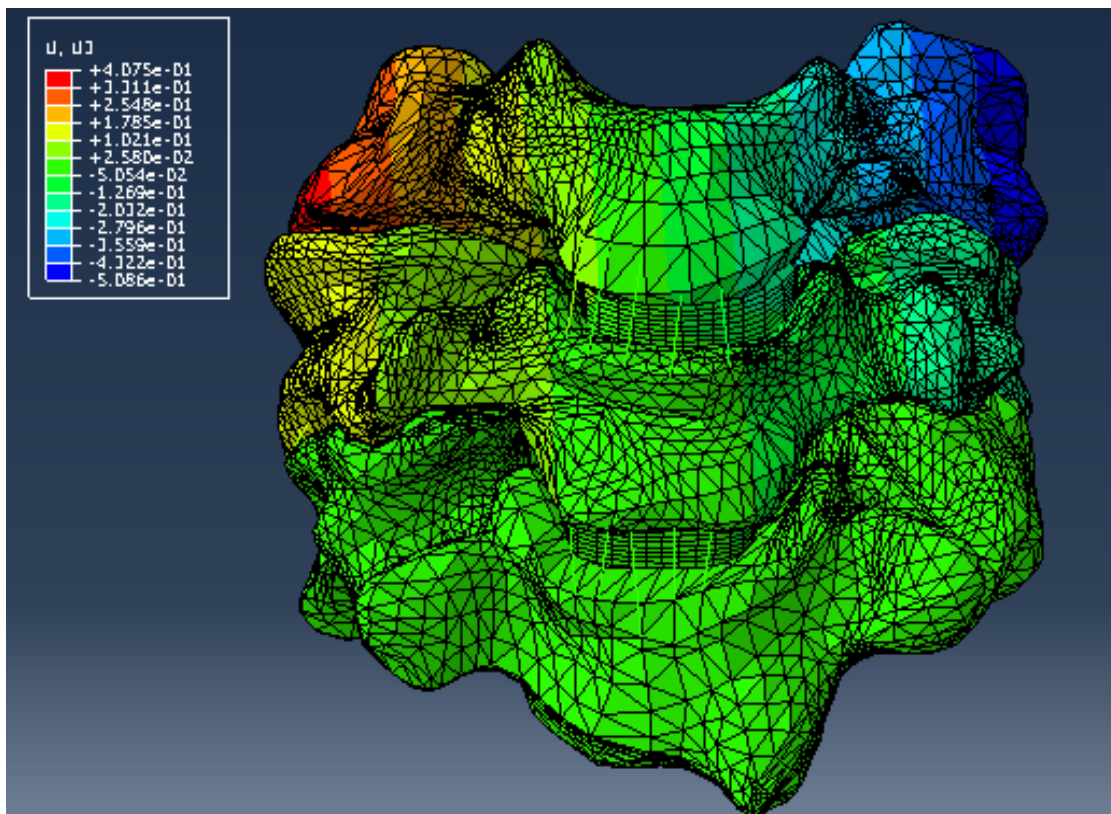


Figura 175. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.

Também no caso de carga rotação axial, percebe-se que o modelo patológico apresenta um deslocamento superior, na ordem do 0.5086 mm, quando comparado com o modelo saudável (0.4832 mm).

A figura 176 apresenta a tensão principal mínima nos discos IV para a unidade funcional saudável e na figura 177 para os discos IV para a unidade funcional patológica, para o caso de carga rotação axial esquerda. (Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão serão mostradas as superfícies inferiores dos discos IV, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C5 e a que está em contacto com a superfície superior de C6).

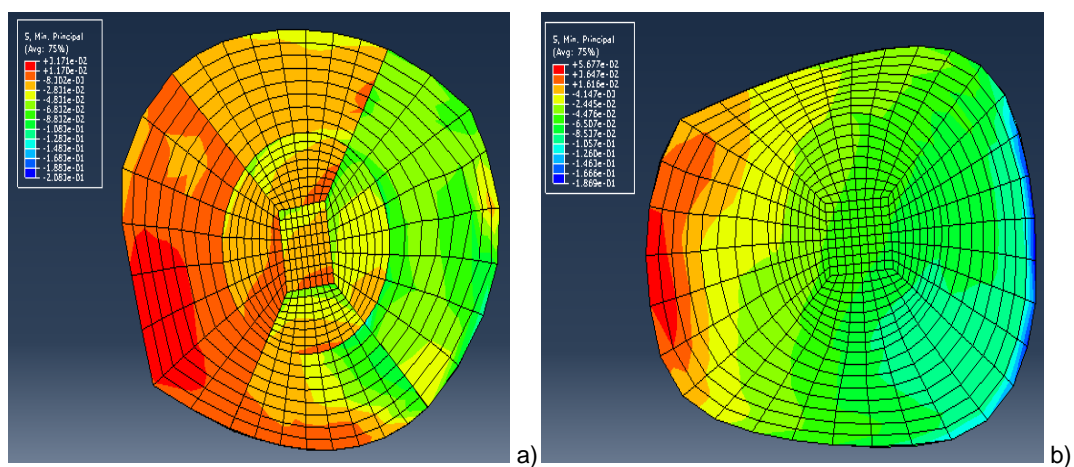


Figura 176. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV saudável (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

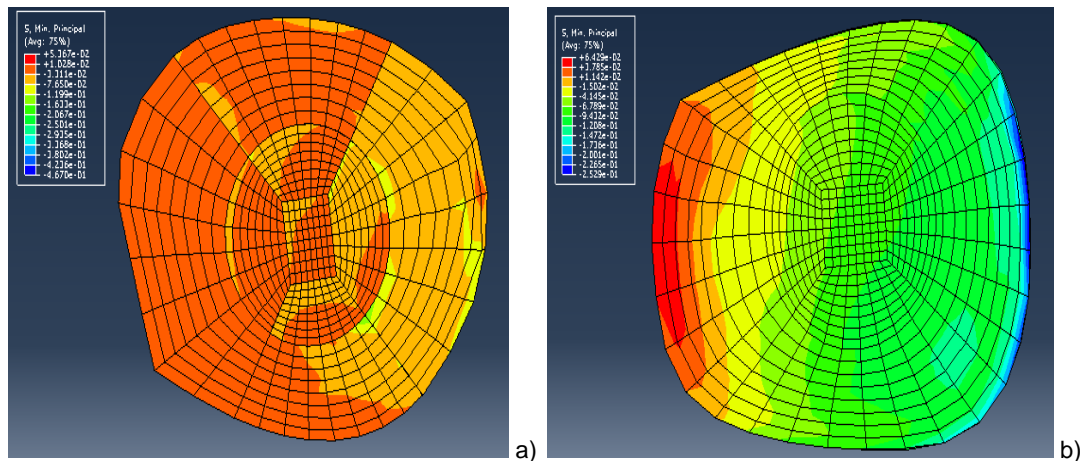


Figura 177. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV patológico (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

Pela análise das figuras 176a) e 177a) verifica-se que a distribuição da tensão principal mínima é muito semelhante, onde o lado direito apresenta valores menores do que o lado esquerdo. O mesmo acontece quando analisamos as figuras 176b) e 177b), onde o lado direito se encontra à tração – **vermelho** – e o lado esquerdo à compressão

– azul. Relativamente à compressão, a zona mais crítica, observa-se no disco IV saudável da figura 176b) tomando o valor de -0.1869 MPa enquanto o disco IV patológico da figura 177b) apresenta valores na ordem dos -0.259 MPa. Mais uma vez, como aconteceu nos casos de carga anteriormente apresentados, verifica-se que o disco patológico apresenta valores da tensão principal mínima superiores, o que leva a que este seja mais sensível e menos resistente.

Novamente analisou-se a influência das diferentes cargas na tensão principal máxima nos ligamentos. Na tabela 16 é apresentado para cada caso de carga estudado o ligamento que sofre uma maior tensão e ainda o seu valor em MPa.

Tabela 16. Tensão principal máxima nos ligamentos.

Tipo de carga	Ligamento	Tensão principal máxima [MPa]	Ligamento	Tensão principal máxima [MPa]
Compressão	ISL	0.06483	ISL	0.2960
Extensão	ALL	0.2780	ALL	1.179
Flexão	ISL	0.4399	ISL	0.4646
Flexão lateral direita	ISL/CL	0.1345	ISL/CL	0.2456
Flexão lateral esquerda	ISL/CL	0.1203	ISL/CL	0.3614
Rotação axial direita	CL	0.1943	CL	0.3244
Rotação axial esquerda	CL	0.1443	CL	0.2628
Tipo de modelo	Modelo Saudável		Modelo Patológico	

A primeira conclusão que se pode retirar da análise da tabela 16 prende-se com o facto de os ligamentos no modelo patológico apresentarem valores da tensão principal máxima maiores que superiores os ligamentos do modelo saudável.

Uma outra ilação que se pode apresentar, está relacionada com o facto de em ambos os modelos para os mesmos tipos de carga, os ligamentos que sofrem uma maior tensão serem os mesmos.

Relativamente, ao modelo saudável é no caso da compressão que se encontra o menor valor de tensão (nos ligamentos ISL) e no caso da flexão (também para os

ligamentos ISL) que se verifica o maior valor de tensão. Este caso repete-se tal como na simulação apresentada anteriormente para a unidade funcional C5-C6 saudável, com a exceção do tipo de ligamento na compressão.

No modelo patológico, é mais uma vez no caso de carga de compressão, que se encontra a tensão principal máxima mais reduzida. Por outro lado, tal como era de esperar é no caso da extensão, para os ligamentos ALL que se encontra a tensão principal máxima mais elevada, por duas razões; a primeira porque estes ligamentos encontram-se mais sensíveis, visto que estão localizados na mesma região da fractura, ou seja, na região anterior, e em segundo lugar, porque este tipo de carga implica um movimento para a região posterior (ou seja para trás) o que envolve à partida uma maior tensão nesta região.

4.2.3. Simulação numérica da unidade funcional C4-C5-C6 patológica com instrumentação

(Estes resultados foram apresentados no V Congresso Nacional da Sociedade Portuguesa de Patologia da Coluna Vertebral em Lisboa, em Março de 2014).

Nesta análise, estudou-se a unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita aos três tipos de instrumentação em investigação, nomeadamente a fusão cervical anterior, a fusão cervical posterior e a fusão cervical anterior e posterior.

Por uma questão de melhor visualização dos resultados, neste tópico serão apresentados de uma maneira diferente da utilizada anteriormente, ou seja, aqui serão exibidos os resultados por três categorias, a primeira correspondente aos deslocamentos da unidade funcional em estudo quando sujeita aos diferentes casos de carga, de seguida será apresentada a tensão principal mínima nos discos IV e por último a influência das diferentes cargas na tensão principal máxima nos ligamentos.

- Deslocamento axial da unidade funcional C4-C5-C6 patológica com instrumentação

As figuras 178, 179 e 180 ilustram o campo de deslocamento axial da unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de compressão de 700N.

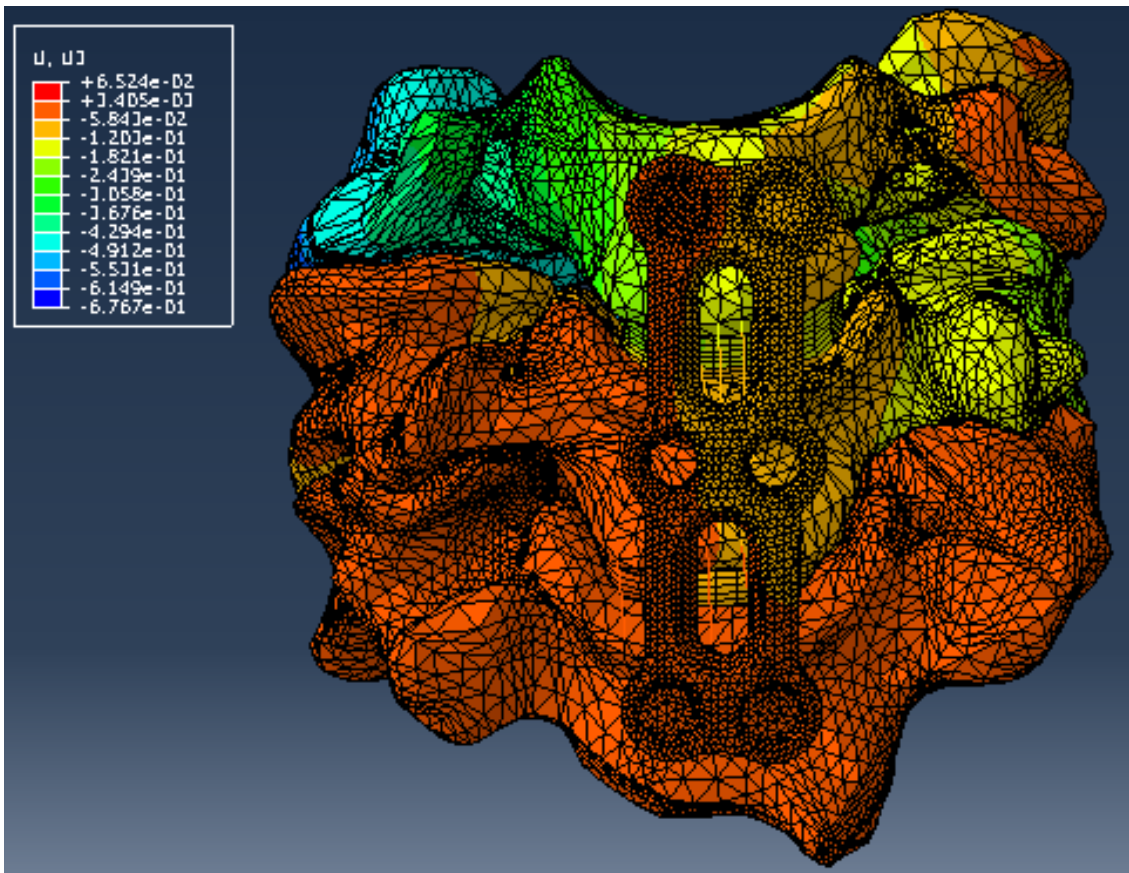


Figura 178. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior - Modelo de carga: Compressão.

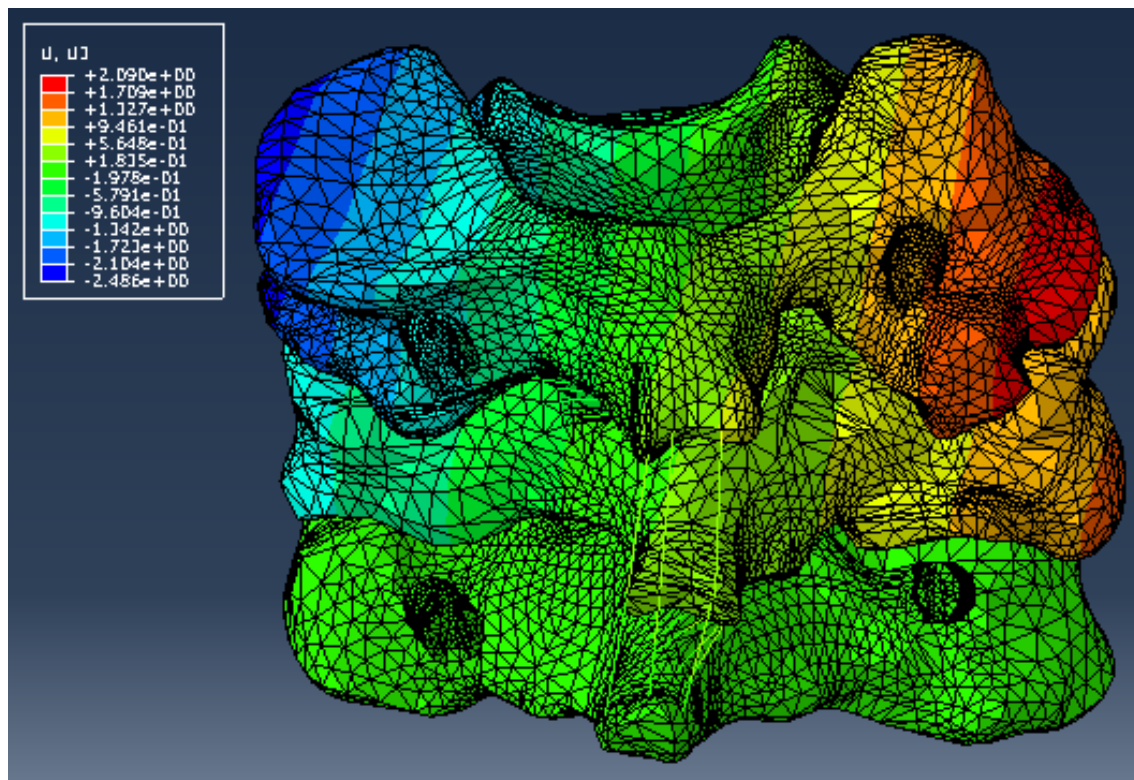


Figura 179. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão posterior - Modelo de carga: Compressão.

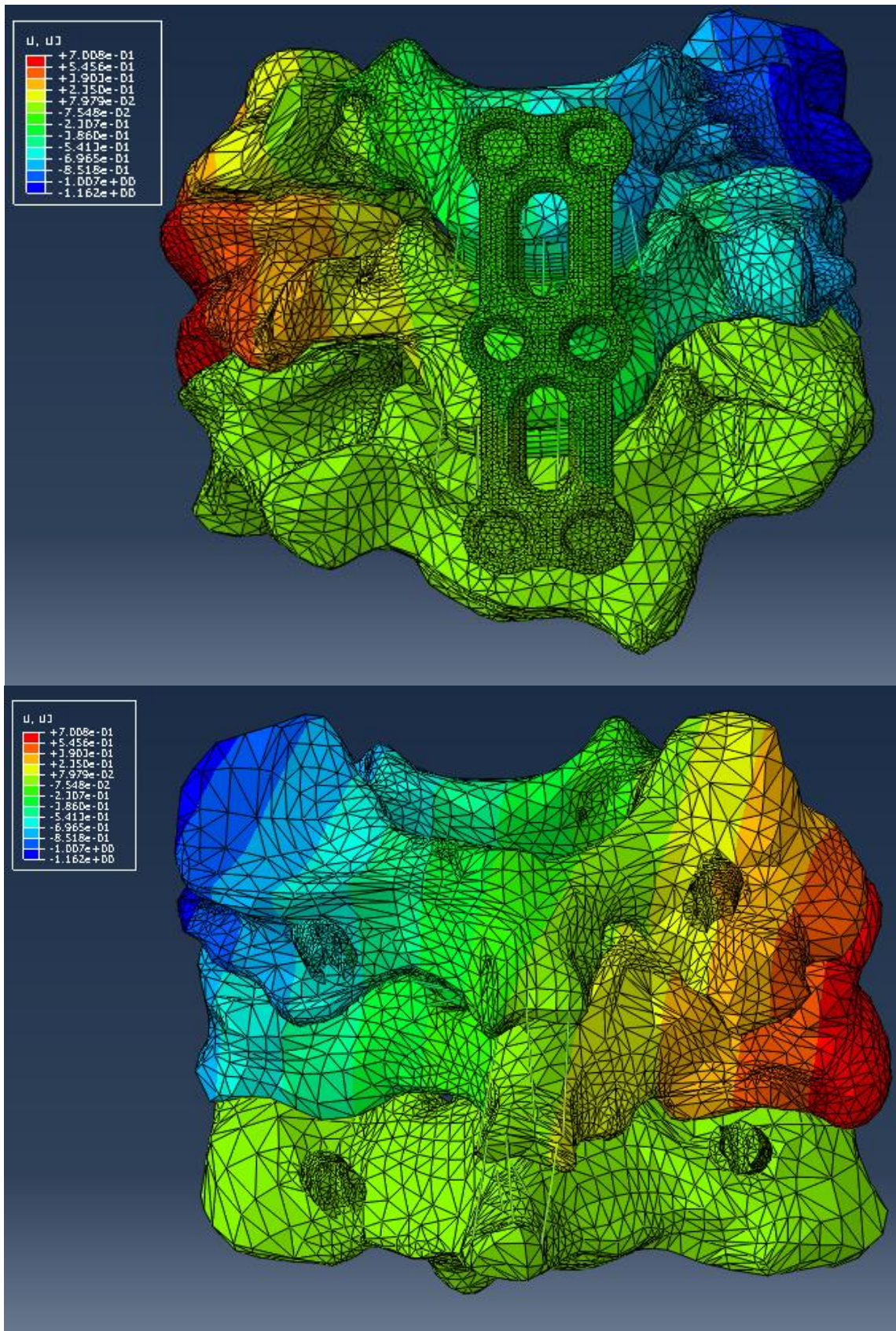


Figura 180. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Compressão.

As figuras 181, 182 e 183 ilustram o campo de deslocamento axial da unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de extensão de -2.5N.m.

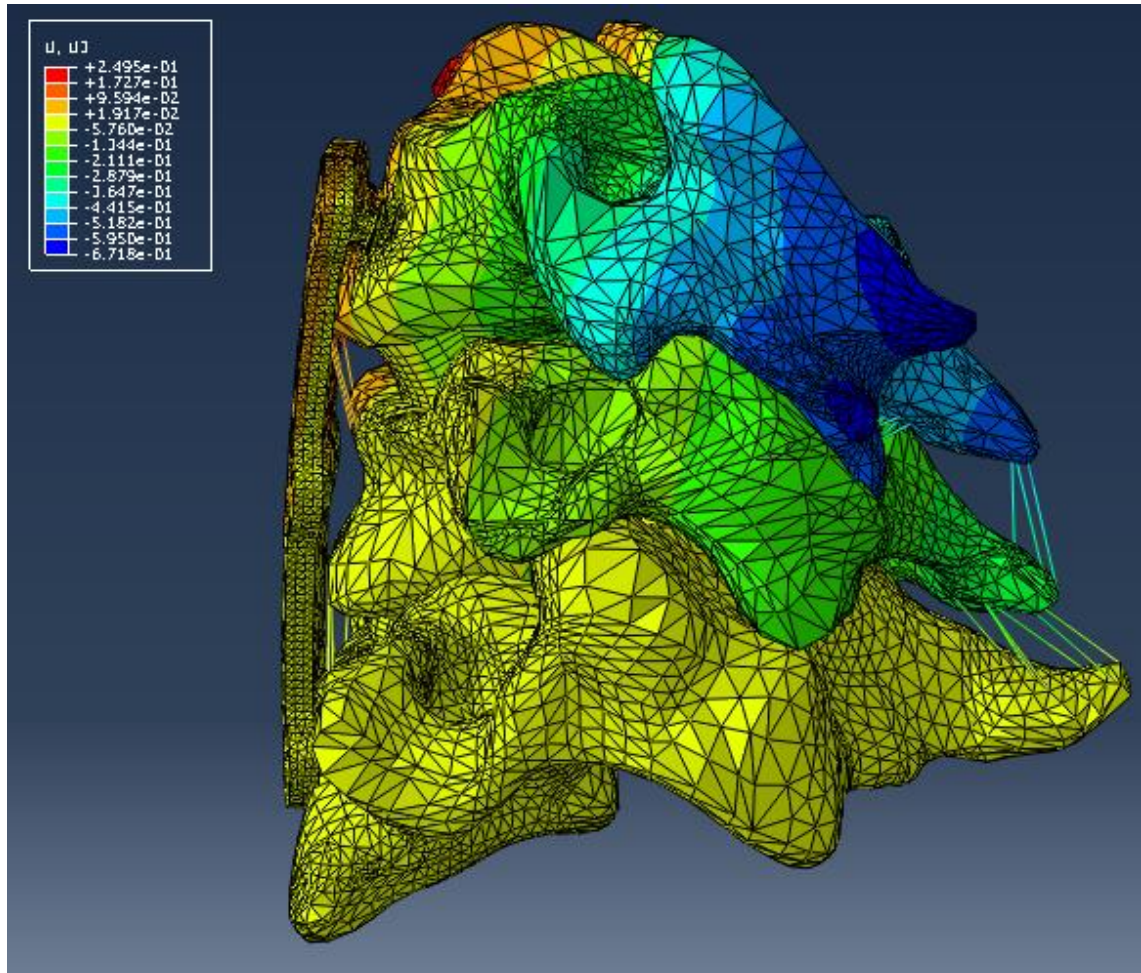


Figura 181. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior - Modelo de carga: Extensão.

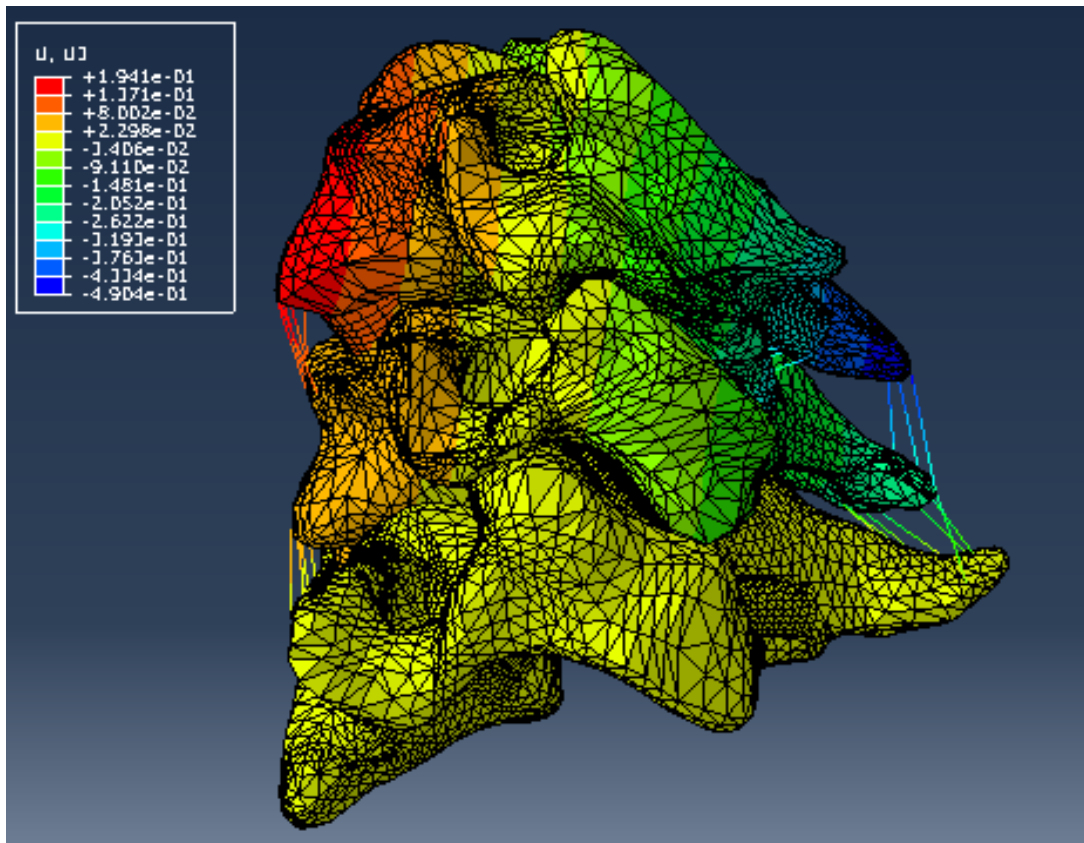


Figura 182. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão posterior - Modelo de carga: Extensão.

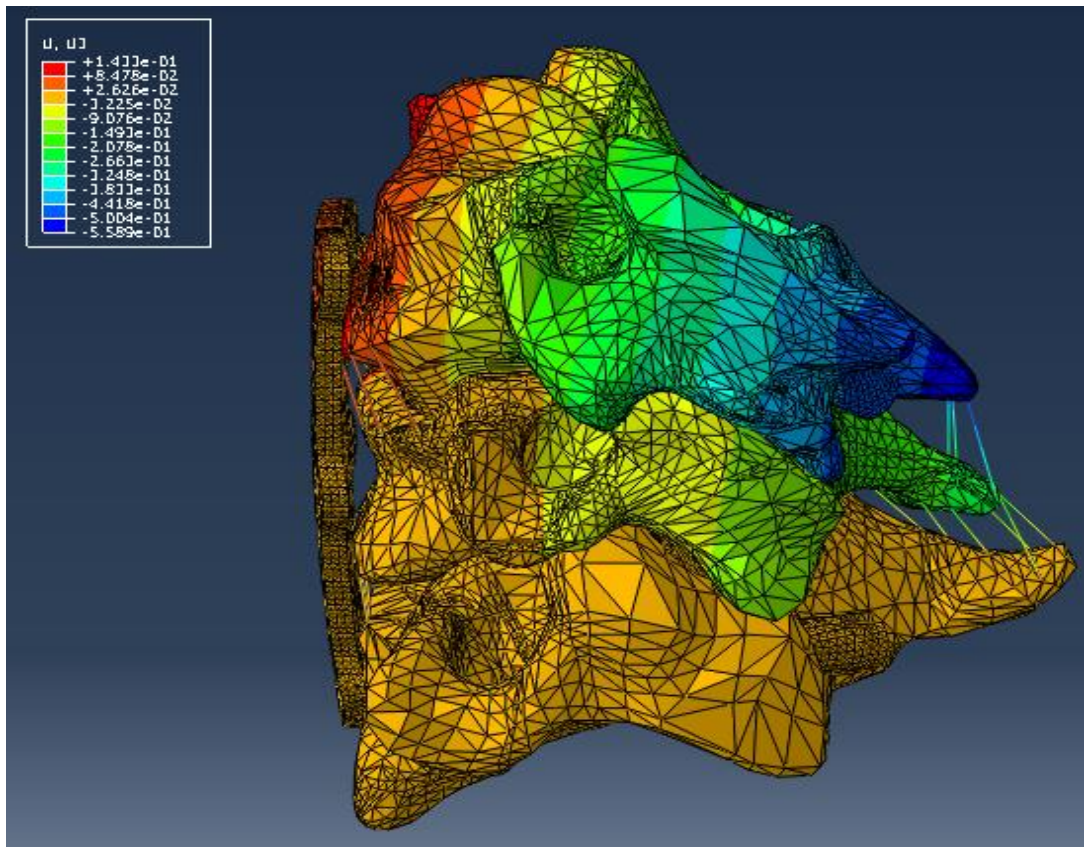


Figura 183. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Extensão.

As figuras 184, 185, 186 ilustram o campo de deslocamento axial da unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de flexão de 2.5N.m.

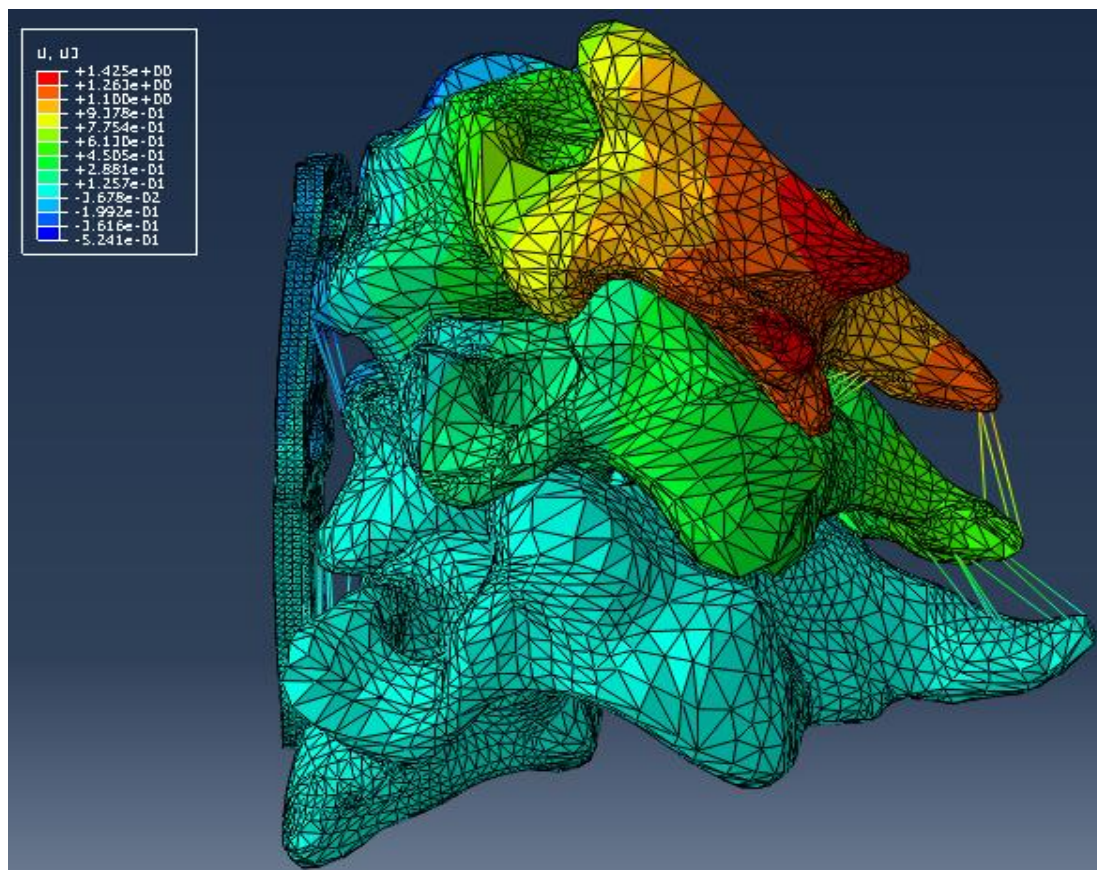


Figura 184. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão anterior - Modelo de carga: Flexão.

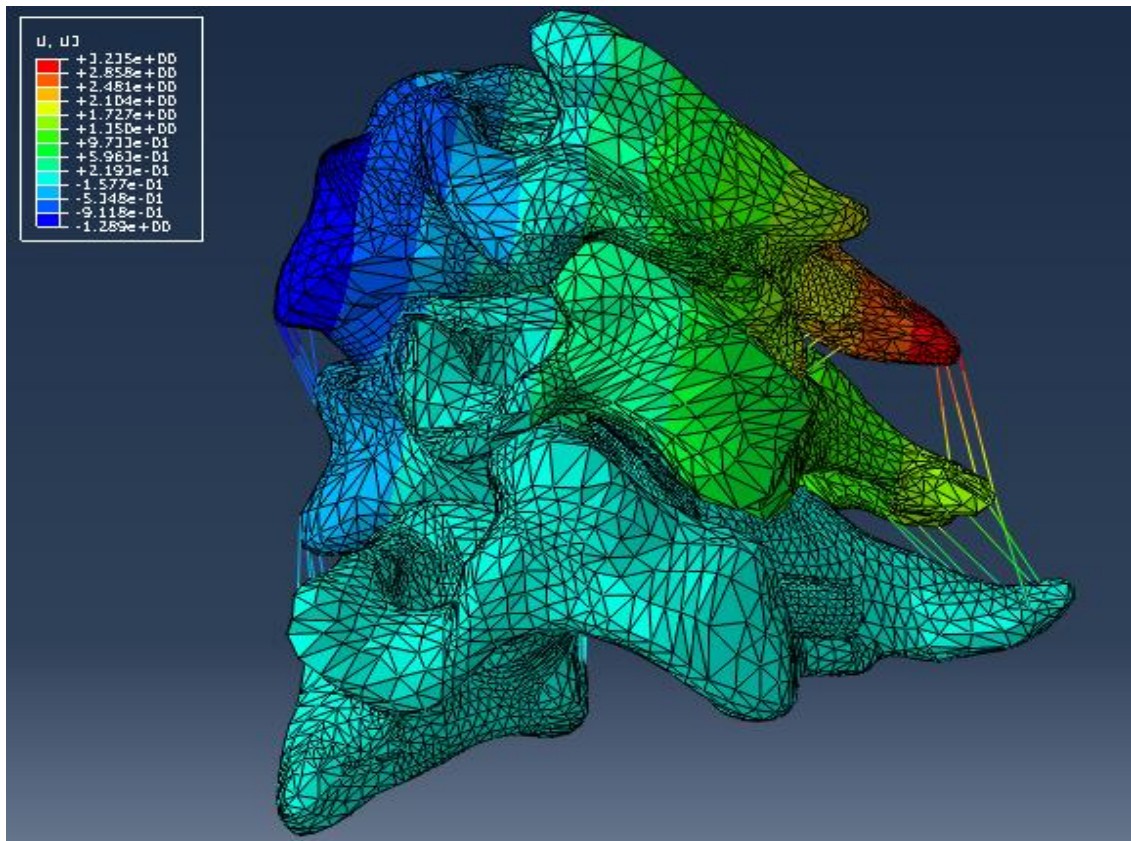


Figura 185. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica com fusão posterior - Modelo de carga: Flexão.

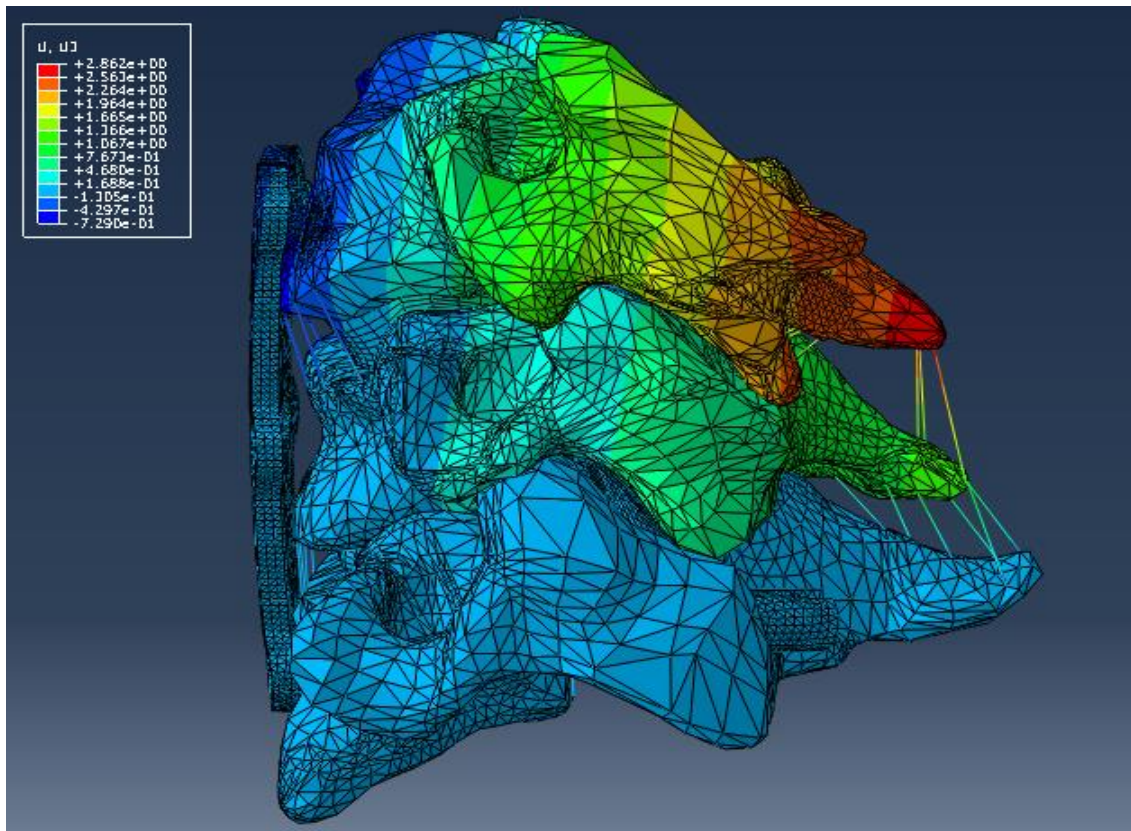


Figura 186. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Flexão.

As figuras 187, 188 e 189 ilustram o campo de deslocamento axial da unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de flexão lateral direita de 1.0N.m.

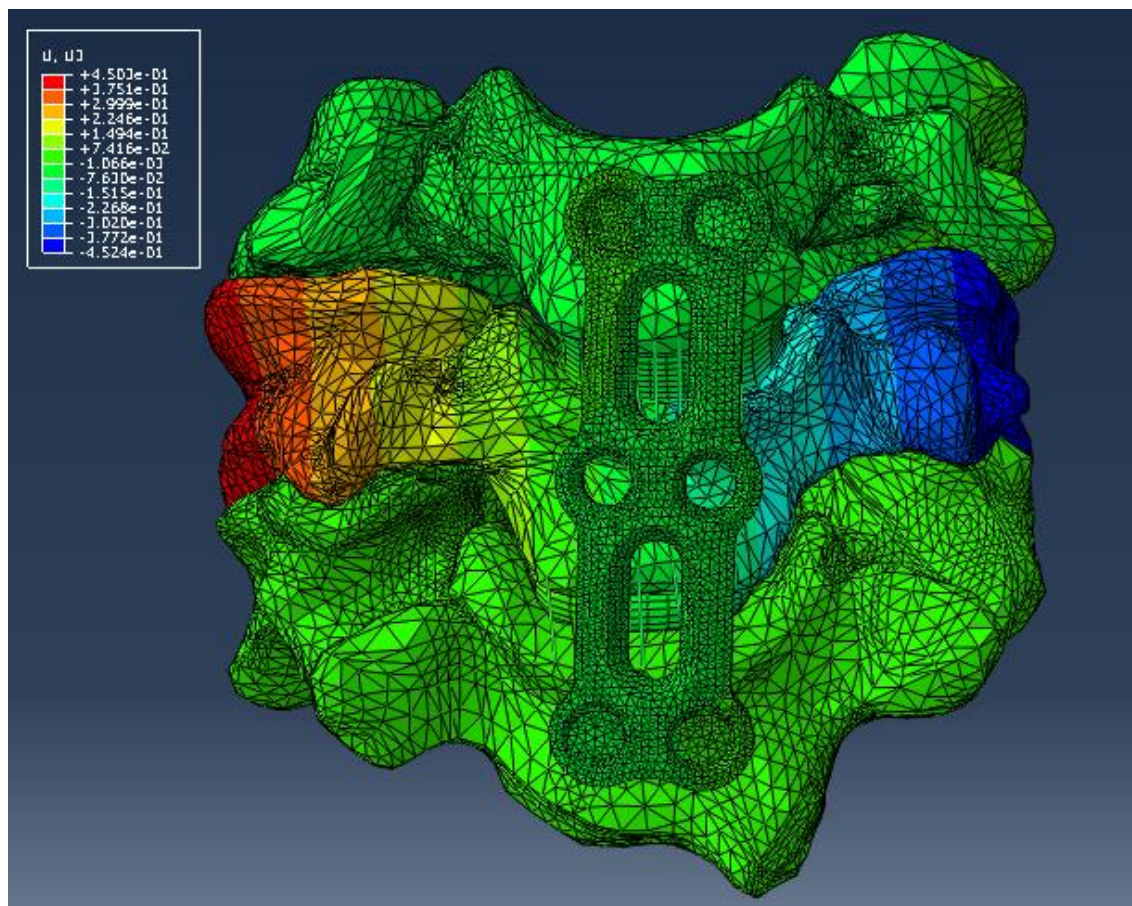


Figura 187. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior - Modelo de carga: Flexão lateral direita.

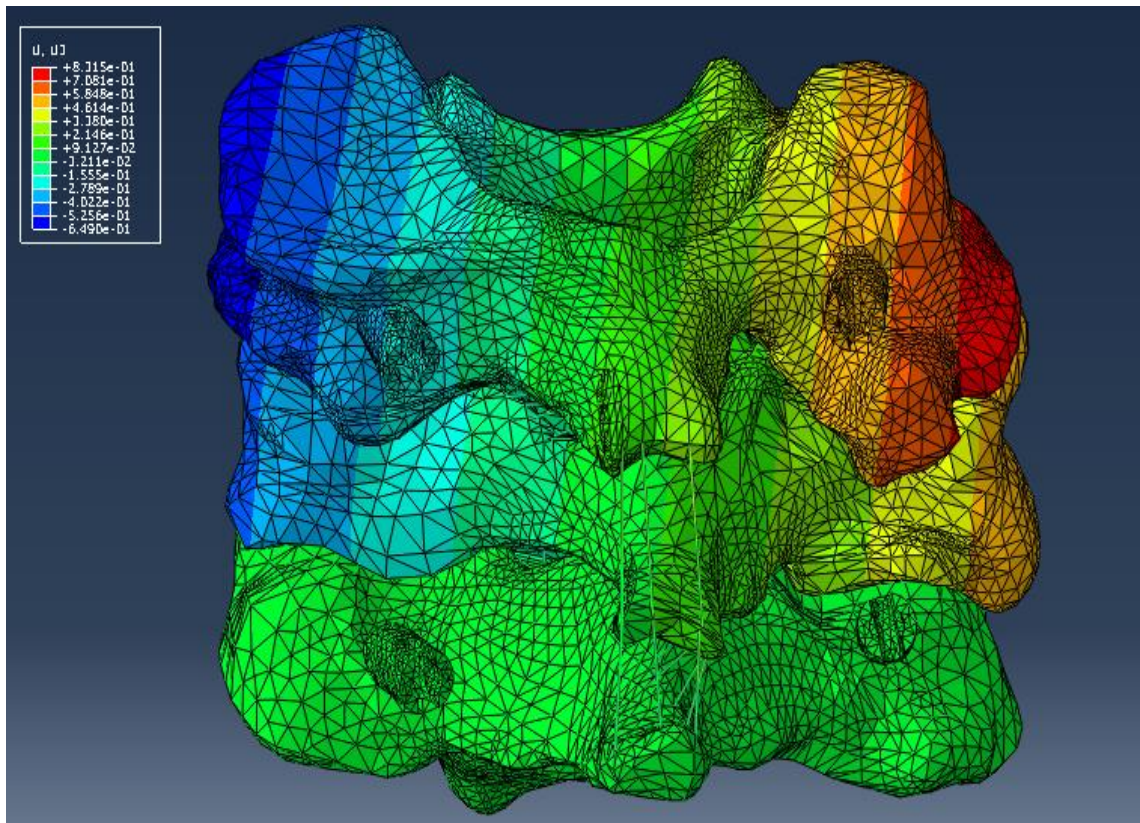


Figura 188. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão posterior - Modelo de carga: Flexão lateral direita.

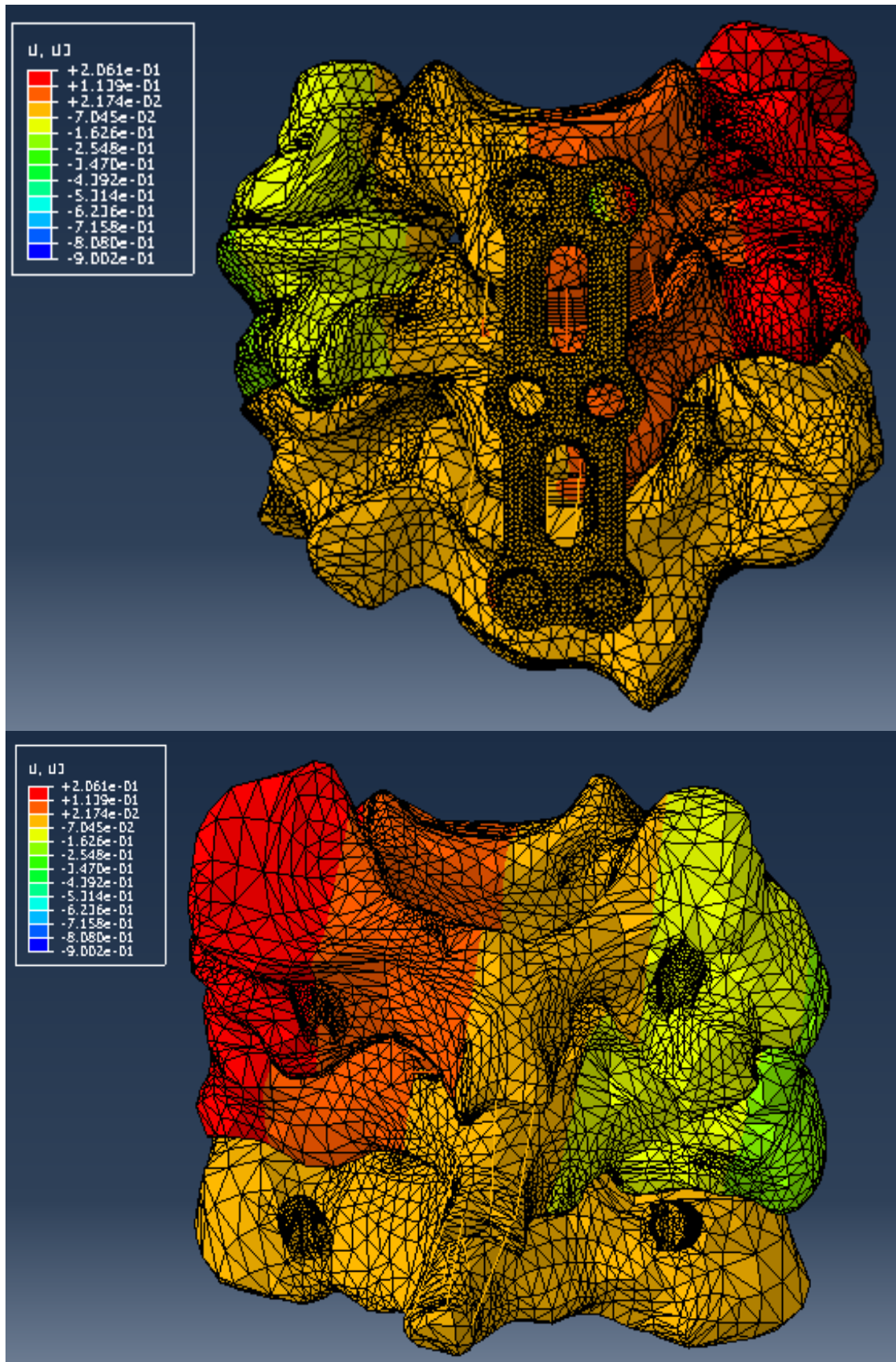


Figura 189. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Flexão lateral direita.

As figuras 190, 191 e 192 ilustram o campo de deslocamento axial da unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de rotação axial esquerda de 1.0N.m.

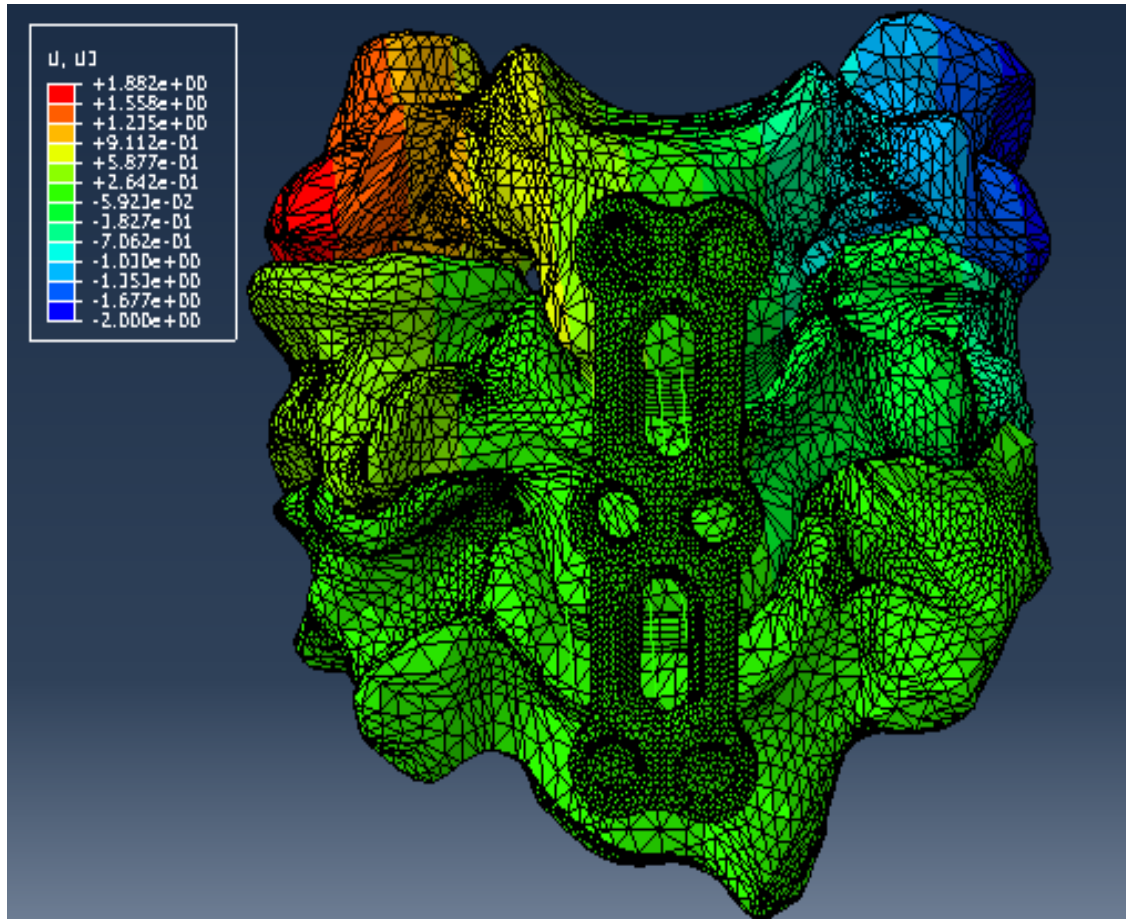


Figura 190. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.

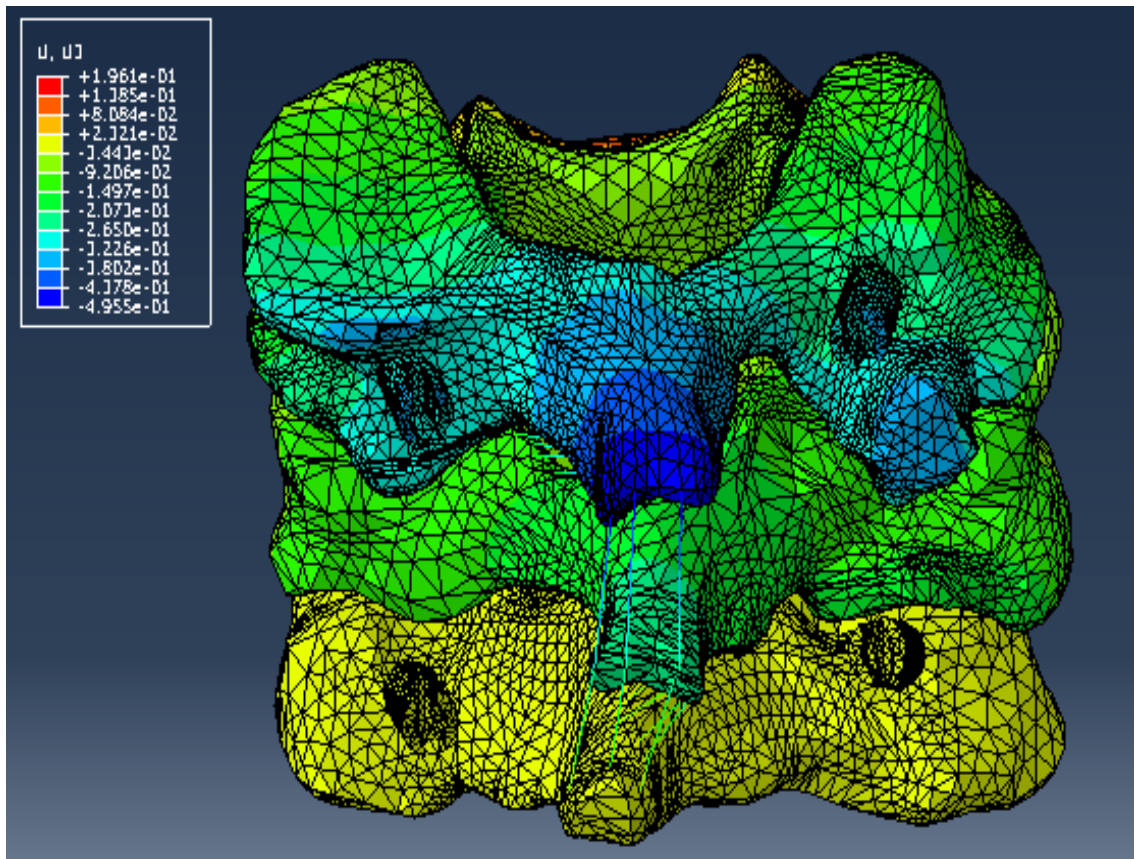


Figura 191. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão posterior - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.

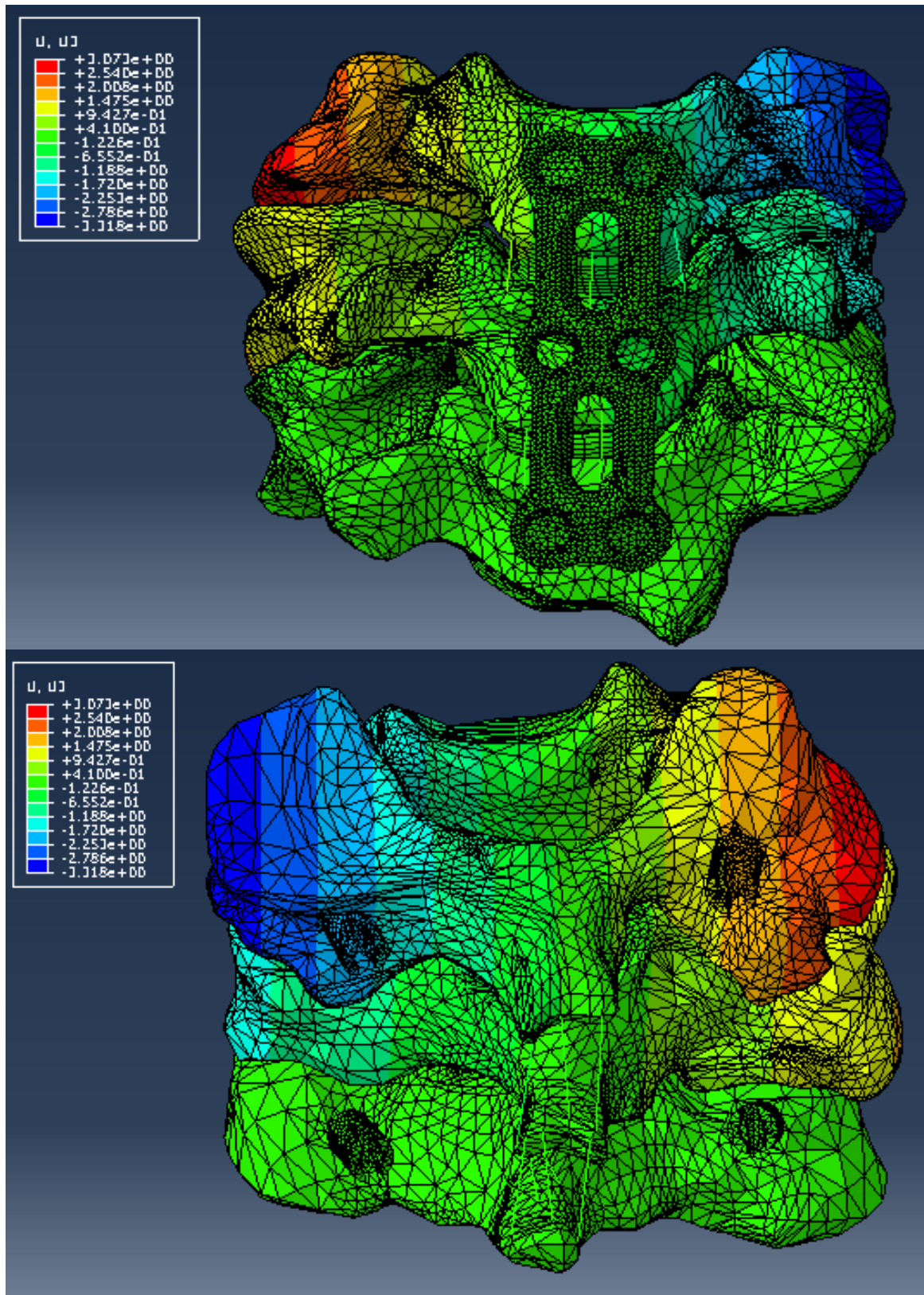


Figura 192. Campo de deslocamento axial da unidade funcional patológica fusão anterior e posterior - Modelo de carga: Rotação axial esquerda.

Esta primeira análise consistiu no estudo da influência das diferentes cargas e dos três tipos de fusão no deslocamento da unidade funcional. Relativamente à compressão, verificou-se que é na fusão anterior que se encontra os menores deslocamentos ao invés da fusão posterior, onde este deslocamento é bastante maior. Aqui há ainda diferenças relativamente à distribuição destes deslocamentos, dado que com a fusão anterior, a unidade funcional tende a deslocar-se mais para o lado direito e o contrário acontece para os outros dois tipos de fusão.

No caso da extensão, é na fusão anterior que ocorre um maior deslocamento da unidade funcional em estudo e na fusão posterior que ocorre um menor deslocamento. Este resultado pode ser explicado pelo facto de este tipo de carga envolver um movimento no sentido posterior, ou seja, para trás. Assim com a fixação na região posterior da coluna cervical, este movimento é menor comparativamente com o caso de fixação na região anterior, visto que a instrumentação colocada na região mencionada em primeiro lugar impede que haja este movimento. Por outro lado, para o caso da flexão, como era de esperar ocorre o contrário, dado que sendo este um movimento no sentido anterior (para a frente), quando se utiliza a fusão anterior, nomeadamente a placa de fixação e os parafusos, estes impedem que haja este movimento. Assim é neste tipo de fusão que se encontra os menores deslocamentos e o contrário na fusão posterior. Nos três tipos de fusão, a distribuição dos deslocamentos é semelhante, onde a apófise sofre os maiores deslocamentos, quer para a extensão, quer para a flexão.

Relativamente à flexão lateral direita e à rotação esquerda, em ambos os casos é na fusão cervical anterior combinada com a fusão cervical posterior que se encontra um maior deslocamento; no entanto, a localização dos deslocamentos mais baixos difere, visto que na flexão lateral direita estes ocorrem para a fusão anterior e no caso da rotação axial esquerda para a fusão posterior. No caso da flexão lateral direita com fusão posterior e com a dupla fusão a distribuição dos deslocamentos é diferente da fusão anterior, dado que nestes dois casos, o lado direito apresenta os maiores deslocamentos e o contrário acontece no lado esquerdo.

Após a análise de cada caso é importante perceber qual dos tipos de fusão apresenta mais vantagens relativamente ao deslocamento da unidade funcional em estudo. Desta forma, e apesar de não se verificar em todos os casos, mas na maioria, a fusão anterior apresenta valores de deslocamento inferiores quando comparado com os outros tipos de fusão.

- Tensão principal mínima nos discos IV

As figuras 193, 194 e 195 apresentam a tensão principal mínima nos discos IV para a unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de compressão de 700N.

(Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão para o caso da fusão anterior será mostrada a superfície inferior do disco IV entre as vértebras C4-C5, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C5. Este procedimento repete-se para a fusão anterior e posterior.)

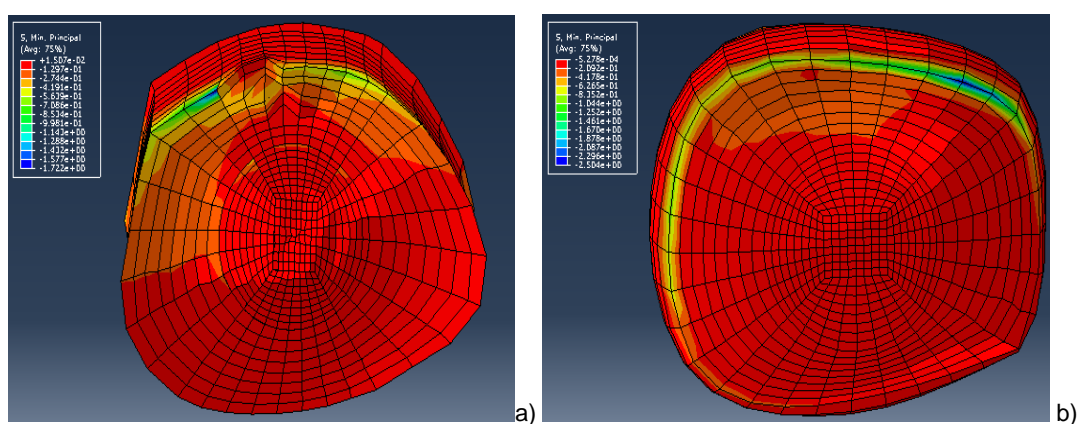


Figura 193. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

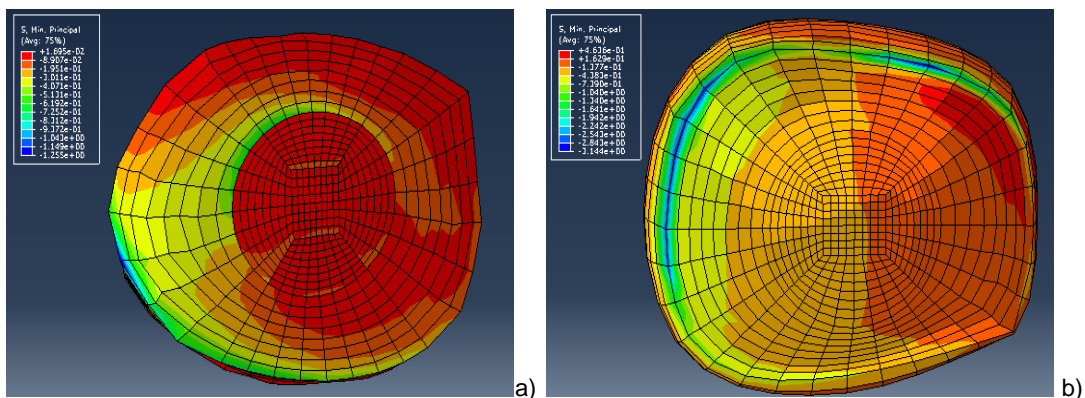


Figura 194. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

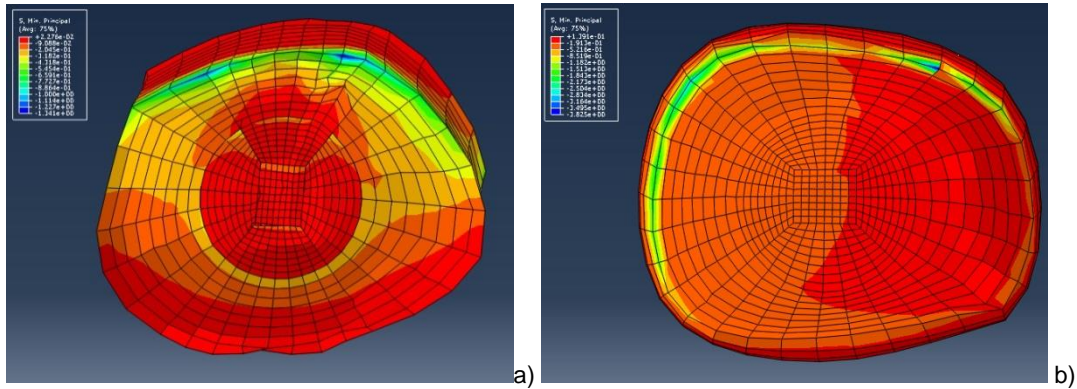


Figura 195. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Compressão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

As figuras 196, 197 e 198 apresentam a tensão principal mínima nos discos IV para a unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de extensão de -2.5N.m . (Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão para o caso da fusão anterior será mostrada a superfície inferior do disco IV entre as vértebras C4-C5, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C5. Este procedimento repete-se para a fusão anterior e posterior.)

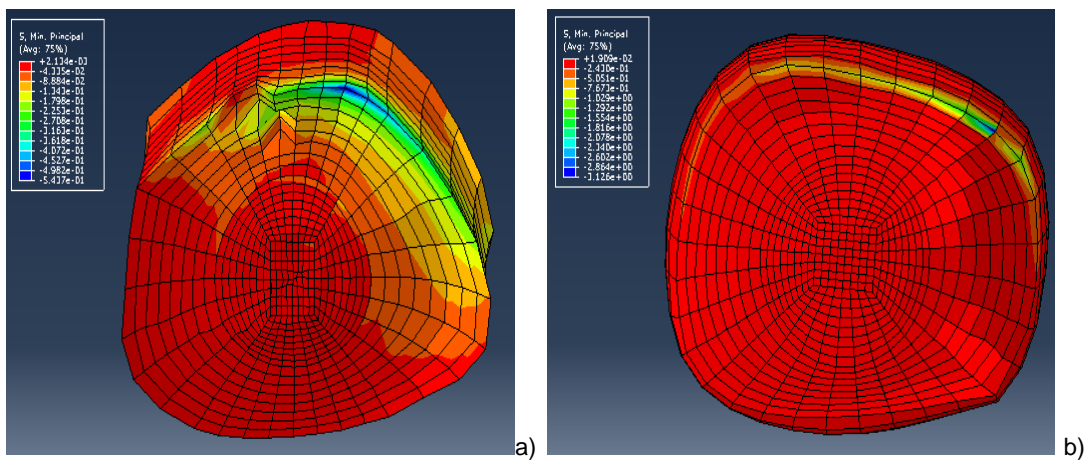


Figura 196. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

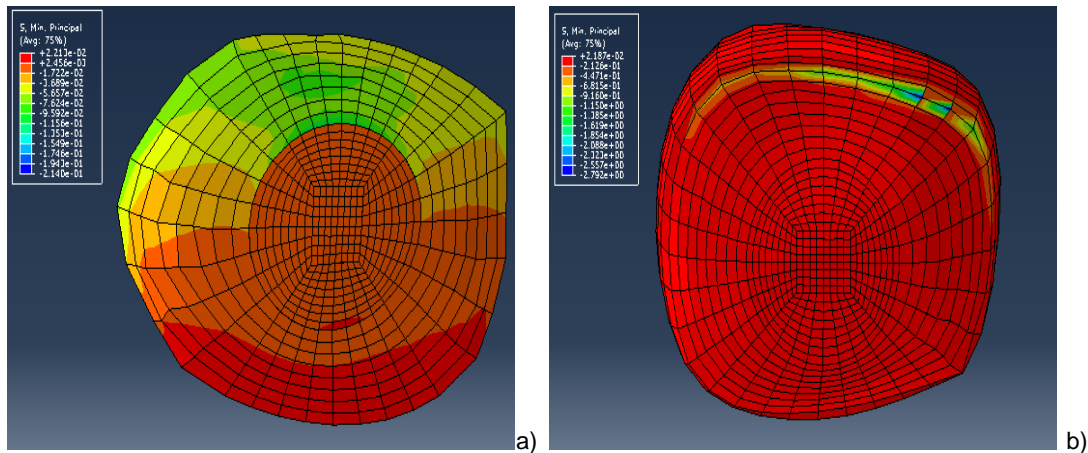


Figura 197. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

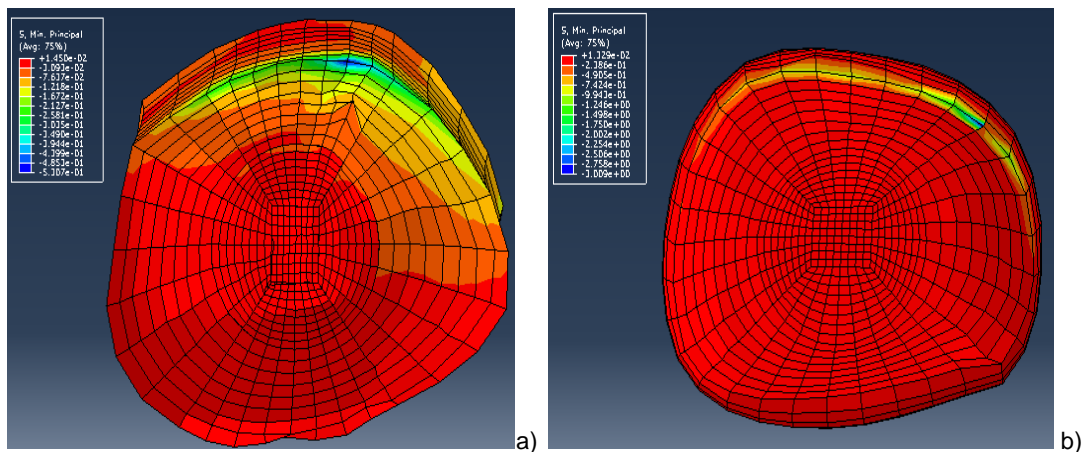


Figura 198. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Extensão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

As figuras 199, 200 e 201 apresentam a tensão principal mínima nos discos IV para a unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de flexão de 2.5N.m.

(Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão para o caso da fusão anterior será mostrada a superfície inferior do disco IV entre as vértebras C4-C5, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C5; e a superfície inferior do disco IV entre as vértebras C5-C6, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C6; para o caso da fusão posterior será mostrada a superfície inferior do disco IV entre as vértebras C5-C6, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C6. Para o caso da fusão anterior e posterior, ambos os discos IV serão apresentados pela sua face inferior, isto é, face em contacto com a superfície superior de C5 e a face em contacto com a superfície superior de C6.)

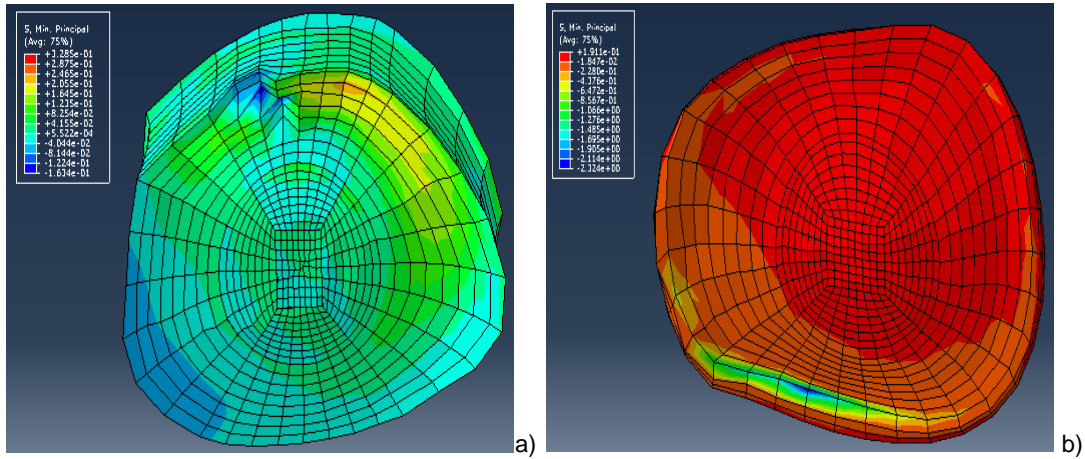


Figura 199. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

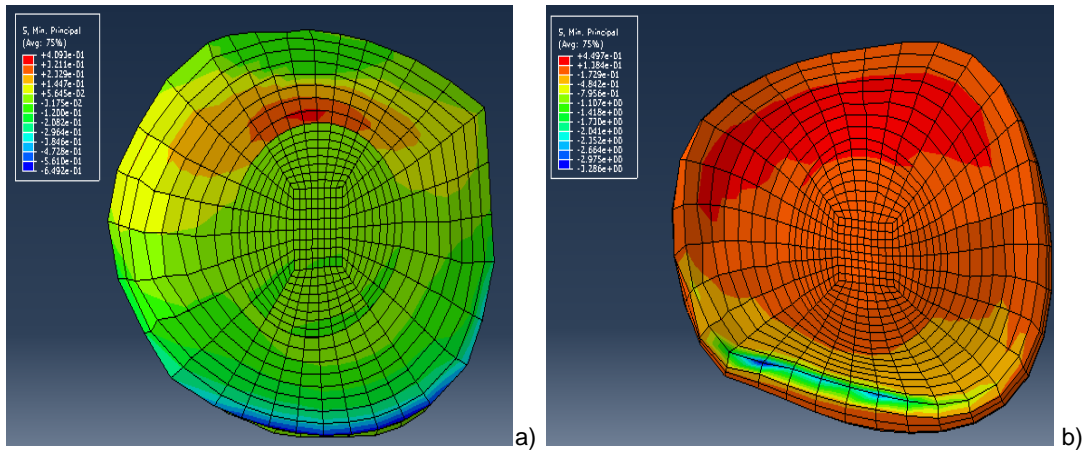


Figura 200. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

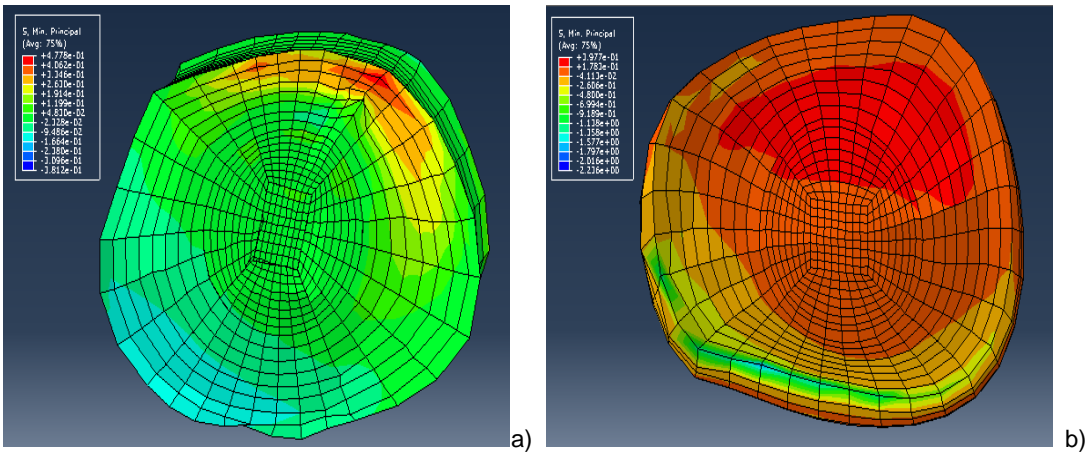


Figura 201. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

As figuras 202, 203 e 204 apresentam a tensão principal mínima nos discos IV para a unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à

fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de flexão lateral direita de 1.0N.m.

(Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão para o caso da fusão anterior será mostrada a superfície inferior do disco IV entre as vértebras C4-C5, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C5. Este procedimento repete-se para o caso da fusão da anterior e posterior.)

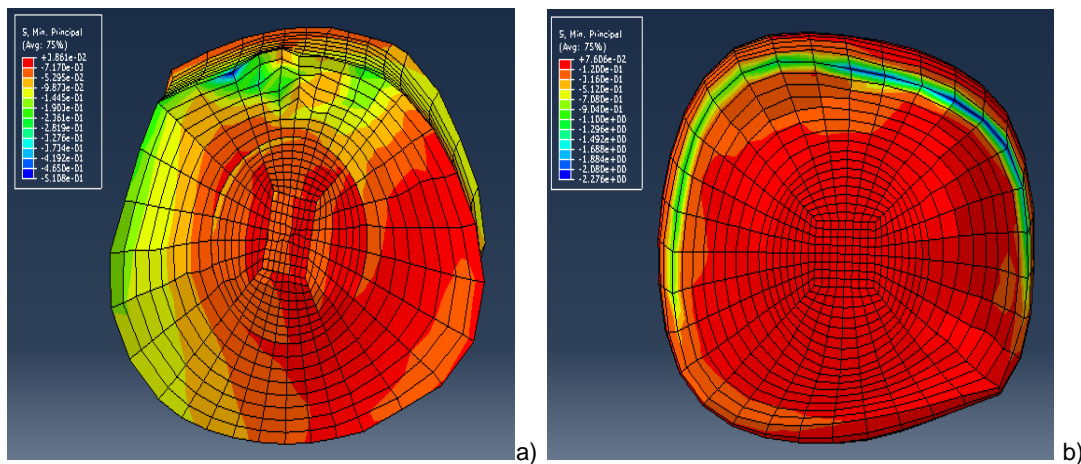


Figura 202. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a)- Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

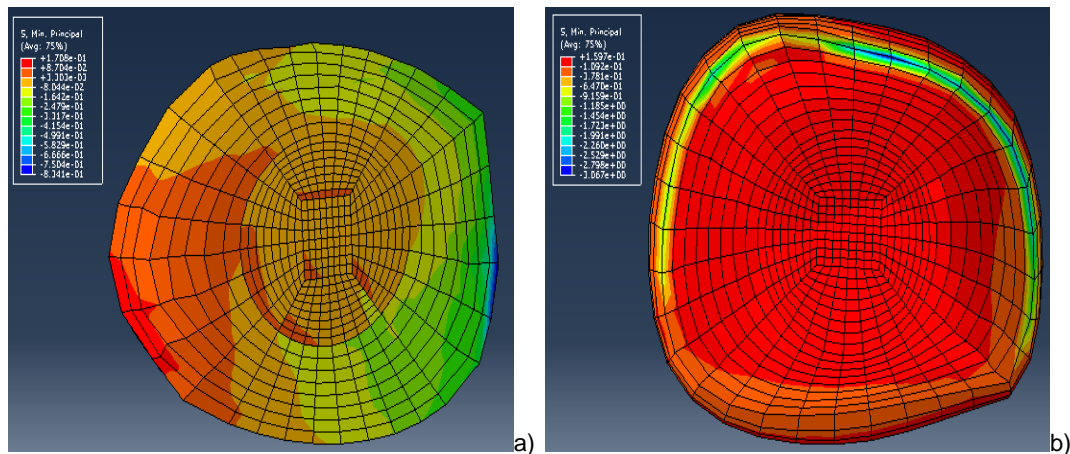


Figura 203. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

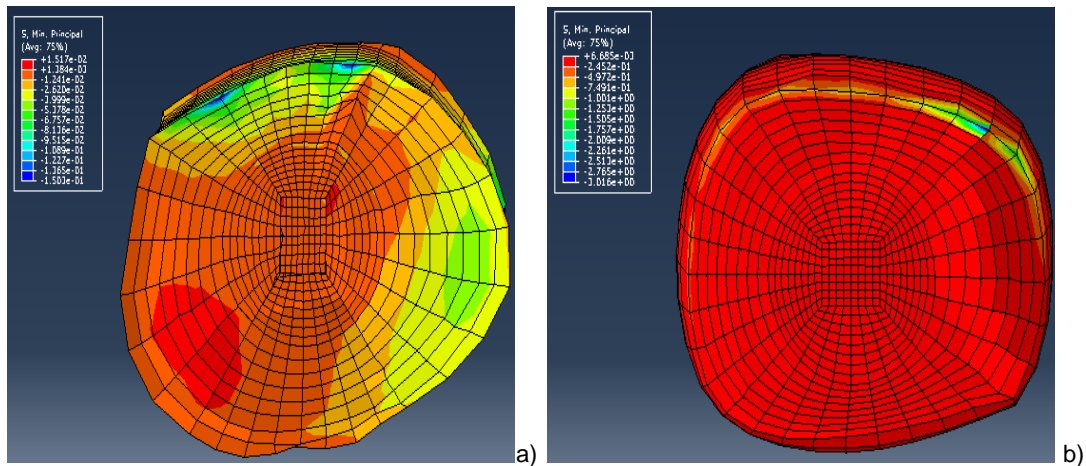


Figura 204. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior e posterior (MPa) - Modelo de carga: Flexão lateral direita. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

As figuras 205, 206 e 207 apresentam a tensão principal mínima nos discos IV para a unidade funcional C4-C5-C6 patológica sujeita à fusão anterior, à fusão posterior e à fusão anterior e posterior, respectivamente, para uma carga de rotação axial esquerda de 1.0N.m.

(Por uma questão de melhor visualização da distribuição da tensão para o caso da fusão anterior será mostrada a superfície inferior do disco IV entre as vértebras C4-C5, ou seja, aquela que está em contacto com a superfície superior de C5. Este procedimento repete-se para a fusão anterior e posterior.)

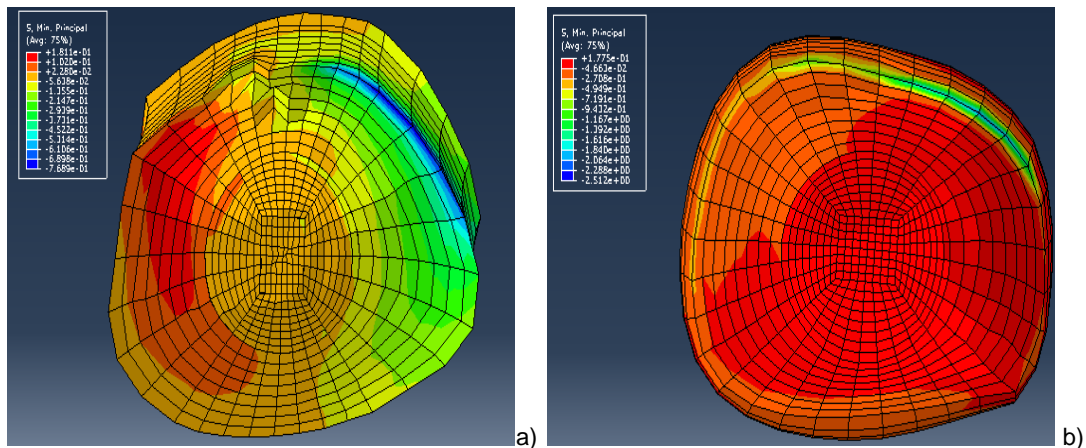


Figura 205. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão anterior) (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

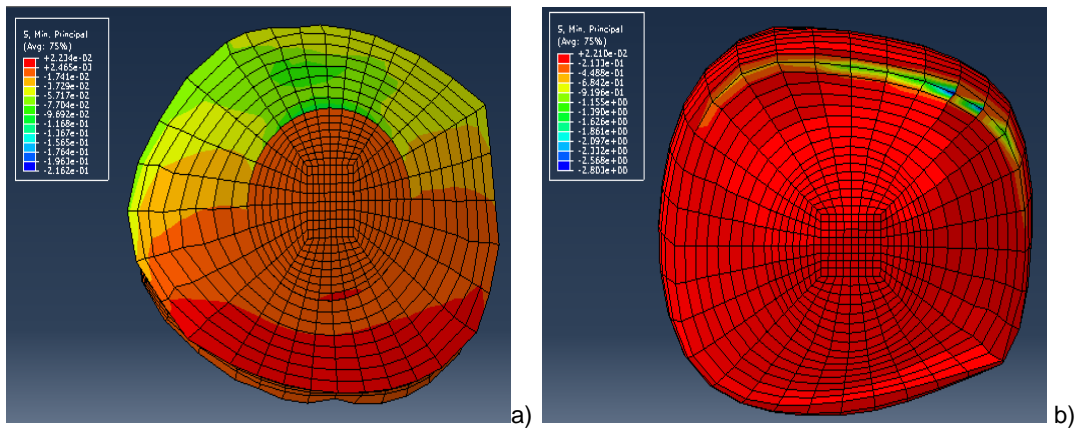


Figura 206. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação - fusão posterior) (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

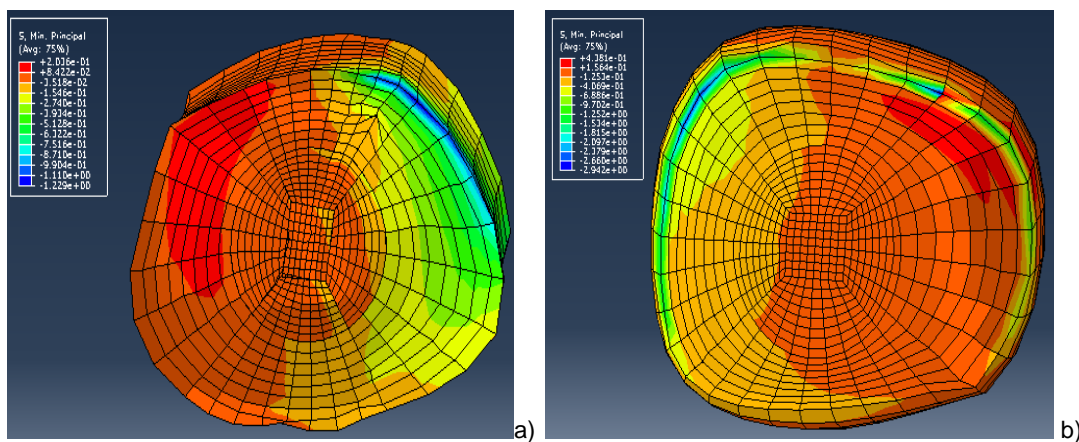


Figura 207. Distribuição da tensão principal mínima do disco IV (instrumentação – fusão anterior e posterior) (MPa) - Modelo de carga: Rotação axial esquerda. (a) - Disco entre as vértebras C4-C5; b)- Disco entre as vértebras C5-C6).

Analisando a tensão principal mínima no disco IV entre as vértebras C4-C5 sujeito a uma carga de compressão verifica-se que este valor é menor na fusão posterior e maior na fusão anterior. Por outro lado, o disco IV entre as vértebras C5-C6 apresenta maiores valores de tensão com a dupla fusão e menores para a fusão anterior.

Para o caso da extensão, é na fusão posterior que obtemos os melhores resultados, ou seja, os valores de tensão nos discos IV na zona à compressão mais baixos. Pelo contrário, é na fusão anterior que estes valores são mais elevados, quando comparados com os três tipos de fusão em estudo.

Relativamente ao caso da flexão, é na fusão posterior que os discos IV apresentam os maiores valores de tensão. No entanto, é na fusão anterior que, para o disco IV entre as vértebras C4-C5, a tensão principal mínima é mais reduzida e é na fusão anterior combinada com a fusão posterior que o disco IV entre as vértebras C5-C6 apresenta menores valores.

Estes resultados são muito semelhantes aos obtidos na flexão lateral direita, excepto que na fusão anterior encontra-se os menores valores de tensão mas neste caso

para o disco entre as vértebras C5-C6; na fusão anterior combinada com a fusão posterior, obtêm-se também valores da tensão principal mínima reduzidos, mas neste caso para o disco IV entre as vértebras C4-C5.

Por último, na rotação axial esquerda é na combinação entre a fusão anterior e posterior que se encontra os maiores valores de tensão para ambos os discos IV. Os menores valores foram obtidos na fusão posterior para o disco IV entre as vértebras C4-C5 e na fusão anterior para os discos entre as vértebras C5-C6.

Depois desta análise pormenorizada de cada caso é importante uma abordagem geral para se poder concluir qual dos tipos de fusão apresenta mais vantagens relativamente à tensão nos discos IV. Desta forma, pode-se afirmar que a fusão anterior apresenta valores de tensão principal mínima inferiores em mais casos do que os outros tipos de fusão.

- Tensão principal máxima nos ligamentos

Neste subcapítulo, é apresentada na tabela 17 a tensão principal máxima nos ligamentos quando a unidade funcional é sujeita a diferentes cargas.

Tabela 17. Tensão principal máxima nos ligamentos.

Tipo de Fusão	Ligamento	Tensão principal máxima [MPa]	Tipo de carga
Anterior	CL	0.3897	<u>Compressão</u>
Posterior	CL	0.7373	
Anterior/Posterior	CL	0.3918	
Anterior	ALL	0.2446	<u>Extensão</u>
Posterior	ALL	0.2706	
Anterior/Posterior	ALL	0.2520	
Anterior	PLL	0.794	<u>Flexão</u>
Posterior	PLL	0.2417	
Anterior/Posterior	PLL	1.382	
Anterior	CL	0.3174	<u>Flexão lateral direita</u>
Posterior	CL	0.5812	
Anterior/Posterior	CL	0.2268	

Anterior	CL	0.2372	<u>Flexão lateral esquerda</u>
Posterior	CL	0.5812	
Anterior/Posterior	CL	1.216	
Anterior	CL	1.155	<u>Rotação axial esquerda</u>
Posterior	ALL	0.2735	
Anterior/Posterior	CL	0.7221	
Anterior	CL	0.2372	<u>Rotação axial esquerda</u>
Posterior	ALL	0.2840	
Anterior/Posterior	CL	0.8488	

O último estudo feito para avaliar qual dos três tipos de fusão apresenta mais vantagens consistiu na avaliação da influência das diferentes cargas aplicadas nos ligamentos do modelo, pela análise da sua tensão principal máxima. Relativamente ao caso da compressão, sendo que com qualquer um dos tipos de fusão o movimento exercido ocorre lateralmente, os ligamentos que apresentam uma maior tensão são os CL. É para o caso a fusão posterior que se observam maiores valores de tensão; o contrário acontece para a fusão anterior.

Em relação à extensão, em ambos os tipos de fusão, os ligamentos mais afectados são os ALL. Aqui os mais sensíveis encontram-se para a fusão posterior dado que apresenta uma maior tensão e para a fusão anterior obtemos a menor tensão.

Relativamente à flexão, os ligamentos mais afectados, aqueles que sofrem um maior estiramento são os PLL. É na fusão posterior que estes ligamentos ficam sujeitos a uma menor tensão ao invés da combinação da fusão anterior e posterior onde esta tensão é bastante superior.

Na flexão lateral direita acontece precisamente o oposto da flexão, dado que na fusão posterior obtém-se os maiores valores de tensão para os ligamentos CL. No caso da fusão anterior combinada com a posterior são obtidos os menores valores da tensão principal máxima. No entanto, para a flexão lateral esquerda, os ligamentos sujeitos a maiores tensões são os mesmos, apesar de os valores serem diferentes, como era de esperar dado que a fractura não é simétrica. Assim, é com a fusão anterior que se encontra os menores valores e na dupla fusão que estes são maiores.

Para terminar, relativamente à rotação axial esquerda os ligamentos que apresentam uma menor tensão são os ALL na fusão posterior. Este tipo de fusão impede o movimento lateral (figura 191), característico deste tipo de carga. Desta forma, e estando a unidade funcional impedida de executar este movimento tende a deslocar-se no sentido posterior, num movimento muito semelhante à extensão, daí ser os ALL os

que sofrem um estiramento. É na fusão anterior que os ligamentos CL são menos resistentes apresentando uma maior tensão. Na carga de rotação axial direita os valores diferem dado que, na fusão anterior temos os menores valores da tensão principal máxima e na dupla fusão os maiores valores.

Analisando os resultados, verifica-se que com a fusão anterior os ligamentos apresentam os menores valores de tensão, o que leva a que possamos concluir que este tipo de fusão é mais vantajoso comparativamente à fusão posterior e à dupla fusão.

PARTE III – CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS DE TRABALHO

PARTE III – CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS DE TRABALHO

Após concluir esta dissertação, é possível afirmar que os objectivos propostos inicialmente foram alcançados com sucesso.

Esta dissertação pretendeu, assim clarificar a biomecânica da coluna cervical, com particular relevância para a análise da fusão cervical anterior, da fusão cervical posterior e da dupla fusão (fusão cervical anterior e fusão cervical posterior), assim como estudar possíveis tratamentos para uma fractura do tipo compressão-flexão.

O uso de modelos computacionais da coluna vertebral está em constante crescimento no estudo da biomecânica desta e das várias patologias existentes nesta região do esqueleto humano.

O método de elementos finitos é uma ferramenta útil para este tipo de estudo, por diversas razões, dado que permite quantificar algumas variáveis que não são directamente mensuráveis em ensaios experimentais, como por exemplo as tensões no disco IV, facilita a determinação da influência de um único parâmetro na biomecânica resultante de estruturas complexas, permite modelar estruturas de geometrias irregulares e com condições de fronteira e cargas complicadas e ainda apresenta baixos custos e sem riscos para tecidos biológicos (osso por exemplo); para além destes factores, o MEF é útil na determinação da influência das propriedades dos materiais e em análises quer estáticas quer dinâmicas.

A primeira etapa desta dissertação baseou-se numa revisão bibliográfica de vários temas necessários para a realização da parte prática, nomeadamente, a anatomia da coluna cervical e a sua biomecânica, as possíveis fracturas na coluna cervical inferior e os seus tratamentos e ainda uma abordagem ao método de elementos finitos e aos modelos hiperelásticos.

Nos capítulos referentes ao trabalho prático é apresentada a metodologia executada para construção dos modelos 3D de elementos finitos da unidade funcional C4-C5-C6 saudável e patológica e ainda de toda a instrumentação necessária para o estudo dos diferentes tipos de fusão cervical.

Construídos os modelos de elementos finitos, foi necessário validá-los de acordo com a biomecânica da coluna cervical e com base em resultados experimentais publicados na literatura. Para o efeito, atribuiu-se diferentes propriedades mecânicas aos diferentes componentes, onde se concluí que o modelo 3D final possui um comportamento não-linear, uma vez que o núcleo pulposo é constituído por um material hiperelástico, Neo-Hookean.

Relativamente aos resultados estes foram divididos em 3 grupos. Num primeiro caso analisou-se a unidade funcional C5-C6 saudável sujeita a diferentes cargas, compressão, extensão, flexão, flexão lateral e rotação axial. É para a flexão que este modelo apresenta valores de rotação superiores.

Num segundo estudo comparou-se a unidade funcional C4-C5-C6 saudável e a unidade C4-C5-C6 patológica sem instrumentação, quando sujeitas aos 5 casos de carga mencionados anteriormente. Em todos os casos de carga, o segmento vertebral saudável apresenta valores inferiores de deslocamento do que o segmento vertebral patológico.

No caso dos discos IV encontrou-se maiores valores de tensão nos discos patológicos, dado que estes estão mais sensíveis, logo menos resistentes e ainda porque estando a vértebra C5 fracturada (também mais sensível) leva a que haja um aumento da tensão, havendo assim também um aumento desta nos discos IV.

Por último, e cumprindo assim o principal objectivo desta dissertação, estudou-se qual o melhor tipo de fusão cervical em termos de deslocamento do segmento vertebral, da tensão principal mínima nos discos IV e da tensão principal máxima nos ligamentos. Após uma cuidada análise de todos os resultados verificou-se que a fusão cervical anterior apresenta melhores resultados nos três tópicos abordados anteriormente. Este resultados não se verificam em todos os tipos de carga, mas na sua maioria, o que leva a que possamos retirar esta conclusão.

O trabalho realizado nesta dissertação pode ser considerado um ponto de partida para a criação de um modelo da coluna cervical total, com a inclusão das unidades funcionais C1-C3 e C6-C7 e ainda a inserção dos músculos da coluna cervical, tentando assim perceber a sua influência. Com o modelo completo, seria interessante o estudo de diferentes fracturas e até outro tipo de patologia.

Um outro estudo interessante seria a substituição dos discos IV lesados pela fractura por uma prótese discal ou até por um substituto ósseo.

O estudo de diferentes patologias da coluna vertebral permite obter informações sobre a estabilidade da coluna e sobre a distribuição das forças pelo corpo e ainda prever possíveis novos tratamentos.

FONTES DE INFORMAÇÃO

Referências Bibliográficas

- [1] V. Moramarco, A. P. Palomar, C. Pappalettere, and M. Doblare, “An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment.,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 334–342, 2010.
- [2] R. C. Schafer, “Cervical Spine Trauma,” 2012. [Online]. Available: http://www.chiro.org/ACAPress/Cervical_Spine_Trauma.html. [Accessed: 23-Feb-2013].
- [3] M. Rodrigues, “Análise e projecto de estruturas para substituição do disco intervertebral.,” Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2012.
- [4] M. Parente, “Biomechanics of the Pelvic Floor during Vaginal delivery,” Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2008.
- [5] S. Reis, “Biomecânica do Movimento,” Escola Superior de Estudos Industriais e de Gestão- Politécnico do Por, 2012.
- [6] A. J. C. Brito, “Planos e eixos e nomenclatura dos movimentos humanos.” [Online]. Available: <http://www.nead.unama.br/bibliotecavirtual/revista/lato/pdf/lato41a14.pdf>. [Accessed: 09-May-2013].
- [7] “Antropometria,” 2013. [Online]. Available: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Antropometria>. [Accessed: 06-Jul-2013].
- [8] “Medidas Antropométricas.” [Online]. Available: <http://antropometria.com.br/>. [Accessed: 06-Jul-2013].
- [9] C. Rosa, “Antropometria,” 2013. [Online]. Available: <http://www.slideshare.net/CludiaRosa1/antropometria-medidas-antropometricas>. [Accessed: 06-Jul-2013].
- [10] “Body Measurements (Anthropometry),” 1988. [Online]. Available: <http://www.cdc.gov/nchs/data/nhanes/nhanes3/cdrom/NCHS/MANUALS/ANTHRO.PDF>. [Accessed: 06-Jul-2013].
- [11] K. L. Moore and A. F. Dalley, *Anatomia orientada para a clínica*, 4^a Edição. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [12] R. Seeley, T. Stephens, and P. Tate, *Anatomia e fisiologia*, 6^a Edição ed. Lusociência - Edições Técnicas e Científicas, Lda, 2003.
- [13] J. A. Pina, *Anatomia Humana da Locomoção*, 2^a Edição. Lidel - edições técnicas. Lisboa, 1999.
- [14] M. Rigutti, *Atlas Ilustrado de Anatomia*, 1^a Edição. Girassol, 2010.
- [15] G. Tortora and S. Grabowski, *Introduction to the Human Body*, 3^a Edição. John Wiley & Sons, Inc., 2004.

- [16] H. Gray, *Anatomy of the Human Body*, 20^aEdição ed. New York: Bartleby.com., 2000.
- [17] J. P. . Urban and S. Roberts, "Review - Degeneration of the intervertebral disc.," *Arthritis Research & Therapy*, vol. 5, pp. 120–130, 2003.
- [18] A. White and M. Panjabi, *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott Company, 1990.
- [19] N. Bogduk and S. Mercer, "Biomechanics of the cervical spine . I: Normal kinematics," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, pp. 633–648, 2000.
- [20] R. for Jieun, "Disc Anatomy," 2012. [Online]. Available: <http://radforjieun.blogspot.pt/2012/03/disc-anatomy-chirogeek.html>. [Accessed: 02-May-2013].
- [21] Y. Schroeder, S. Sivan, W. Wilson, Y. Merkher, J. M. Huyghe, A. Maroudas, and F. P. T. Baaijens, "Are Disc Pressure , Stress , and Osmolarity Affected by Intra- and Extrafibrillar Fluid Exchange ?," *Wiley InterScience*, pp. 1–8, 2007.
- [22] M. Zee, L. Hansen, C. Wrong, J. Rasmussen, and E. B. Simosen, "A generic detailed rigid-body lumbar spine model," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 1219–1227, 2007.
- [23] D. Rebecca, E. Cardoso, and G. Rodrigues, "Biomechanical Analysis of Surgical Treatments of the Cervical Spine," Universidade de Aveiro, 2011.
- [24] T. Smith, *Ossos, Músculos e Articulações*. Cruz Vermelha Portuguesa. Círculo de Leitores , Lda, 1992.
- [25] P. C. Fernandes, "Modelação e Análise da Fusão Inter-Somática Cervical," Instituto Superior Técnico - Universidade Técnica de Lisboa, 2008.
- [26] "Yoga and the Spine." [Online]. Available: [www.humankinetics.com/mediasvr/MarketingPDFs/Kaminoff excerpts/Kaminoff 23-26.pdf](http://www.humankinetics.com/mediasvr/MarketingPDFs/Kaminoff%20excerpts/Kaminoff%2023-26.pdf). [Accessed: 09-May-2013].
- [27] M. Kurutz and L. Oroszváry, "Finite Element Modeling and Simulation of Healthy and Degenerated Human Lumbar Spine, Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments.," *Wiley InterScience*, 2012.
- [28] H. J. Grootenboer, P. J. M. Scholten, and A. G. Veldhuizen, "Stability of the human spine : a biomechanical study," vol. 3, pp. 27–33, 1988.
- [29] E. E. Swartz, R. T. Floyd, and M. Cendoma, "Cervical Spine Functional Anatomy and the Biomechanics of Injury Due to compressive Loading," *Journal of Athletic Training*, vol. 40, pp. 155–161, 2005.
- [30] J. F. Cusick and N. Yoganandan, "Biomechanics of the cervical spine 4: major injuries," *Clinical Biomechanics*, vol. 17, pp. 1–20, 2002.
- [31] D. F. Huelke and G. S. Nusholtz, "Cervical Spine Biomechanics: A Review of the Literature.," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 4, pp. 232–245, 1986.

- [32] L. PENNING, *Normal Movements of the Cervical Spine*. American Roentgen Ray Society, 1978.
- [33] M. A. Admas and P. Dolan, "Spine Biomechanics," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 1972–1, 2005.
- [34] S. B. De, O. e Traumatologia, S. B. de Neurocirurgia, and C. B. de Radiologia, "Projeto Diretrizes Lesões Traumáticas da Coluna Cervical (Cervical Alta – C1 e C2 , e Cervical Baixa – C3 a C7)," 2007.
- [35] G. P. Notebook, "Denis classification of spinal fractures," 2012. [Online]. Available: <http://www.gpnotebook.co.uk/simplepage.cfm?ID=1590689797>. [Accessed: 14-Jul-2013].
- [36] Prof. Dr. Jürgen Harms, "Fractures of the lower cervical spine (C3-C7) · Spinal column injuries." pp. 1–4, 2007.
- [37] OrthopaedicsONE, "Cervical spine injuries - Orthopaedic Trauma Association (OTA) classification," 2012. [Online]. Available: [http://www.orthopaedicsone.com/display/Main/Cervical+spine+injuries+-+Orthopaedic+Trauma+Association+\(OTA\)+classification](http://www.orthopaedicsone.com/display/Main/Cervical+spine+injuries+-+Orthopaedic+Trauma+Association+(OTA)+classification). [Accessed: 14-Jul-2013].
- [38] D. I. Dias da Rocha, "Fratura da Coluna Cervical." [Online]. Available: http://www.drivanrocha.com.br/website/index.php?option=com_content&view=article&id=52&Itemid=94. [Accessed: 15-Jul-2013].
- [39] H. L. A. Defino, "Classificação das fraturas da coluna cervical baixa (C3-C7)." [Online]. Available: http://www.plataformainterativa2.com/coluna/html/revistacoluna/volume2/classificacao_fraturas.htm. [Accessed: 15-Jul-2013].
- [40] S. de O. e T. UFU, "Fracturas e luxações da coluna vertebral." .
- [41] D. Á. Miranda, "Fraturas da Coluna Cervical." [Online]. Available: <http://pt.scribd.com/doc/56780088/coluna-cervical>. [Accessed: 15-Jul-2013].
- [42] Ø. M. Ottestad, "Classification of acute subaxial cervical spine injury," University of Oslo, 2012.
- [43] L. R. Aguiar and S. Machado, "Estabilização Cervical Posterior Utilizando-se Placas e Parafusos de Massa Lateral," *Jornal Brasileiro de Neurocirurgia*, vol. 7, pp. 11–21, 1996.
- [44] M. Aebi, "Surgical treatment of upper, middle and lower cervical injuries and non-unions by anterior procedures," *Eur Spine J.*, vol. 19, pp. 33–39, Mar. 2010.
- [45] N. A. Neto, L. A. N. Pellegrino, R. S. G. Umata, M. F. S. Caffaro, R. Meves, E. Landim, and O. Avanz, "Análise radiográfica do tratamento cirúrgico da fratura cervical baixa por via posterior," *Coluna/Columna*, vol. 11, pp. 24–28, 2012.
- [46] M. A. Herculano, O. I. de T. Júnior, and A. de P. F. Bonatelli, "Tratamento cirúrgico das lesões traumáticas do segmento médio-inferior da coluna cervical," *Arq. Neuropsiquiatria*, vol. 58, pp. 656–663, 2000.

- [47] U. of Michigan, "Caring for Myself after Anterior Cervical Spinal Fusion," in 2012.
- [48] U. of Maryland, "Posterior Cervical Fusion," 2003. [Online]. Available: <http://umm.edu/programs/spine/health/guides/posterior-cervical-fusion>. [Accessed: 09-Mar-2014].
- [49] C. Biomet, "Cyclops technique," 2013.
- [50] Aesculap, "Coluna Sistema Cervical S4- Sistema de Fixação Occipital Cervical Torácica Posterior," .
- [51] C. Ulrich, O. Wörsdörfer, L. Claes, and F. Magerl, "Comparative Study of the Stability of Anterior and Posterior Cervical Spine Fixation Procedures," *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, vol. 106, pp. 226–231, 1987.
- [52] S. C. Kumaresan, L. Voo, F. A. Pintar, and S. J. Larson, "Finite element spine unit modeling of the C4-C6 cervical spine unit," *Journal of Biomechanics*, no. 7, pp. 569–574, 1996.
- [53] M. E. Teixeira, "Estudo Biomecânico de um Feto Durante um Parto Vaginal," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.
- [54] C. A. Garbe, "Estudo biomecânico para reabilitação do ouvido médio humano," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2010.
- [55] F. Dias, J. Pinho da Cruz, R. Fontes Valente, and R. S. Alves, *Método dos Elementos Finitos - Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia*. Lidel - edições técnicas. Lisboa, 2010.
- [56] F. M. Azevedo, "Método dos elementos finitos," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2003.
- [57] J. William D. Callister, *Fundamentals of Material Science and Engineering*, 5^a Edição. 2001.
- [58] Y. C. Fung, *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2^a edição. 1981.
- [59] D. L. Dinis, "Mecânica não linear Hiperelasticidade," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2005.
- [60] G. A. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics. A Continuum Approach for Engineering*. 2000.
- [61] P. A. L. S. Martins and R. M. Natal Jorge, "A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues," *Strain*, vol. 42, pp. 135–147, 2006.
- [62] J. D. Humphrey, *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs*. 2002.
- [63] M. Viceconti, S. Olsen, L. P. Nolte, and K. Burton, "Extracting clinically relevant data from finite element simulations.," *Clinical Biomechanics*, vol. 9, 2005.

- [64] A. P. Palomar, B. Calvo, and M. Doblare, "An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 523–531, 2008.
- [65] A. E. Castellvi, H. Huang, T. Vestgaarden, S. Saigal, D. H. Clabeaux, and D. Pienkowski, "Stress Reduction in Adjacent Level Discs via Dynamic Instrumentation: A Finite Element Analysis," *SAS Journal*, vol. 1, no. 2, pp. 74–81, Jun. 2007.
- [66] G. Denozière and D. N. Ku, "Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, 2006.
- [67] S. Kumaresan, N. Yoganandan, F. A. Pintar, and D. J. Maiman, "Finite element modeling of the cervical spine : role of intervertebral disc under axial and eccentric loads," *Medical Engineering & Physics*, vol. 21, pp. 689–700, 1999.
- [68] N. Maurel, F. Lavaste, and W. Skalli, "A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine . Study of the influence of the posterior articular facets," *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 9, 1997.
- [69] N. Yoganandan, S. Kumaresan, and F. A. Pintar, "Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling.," *Clinical biomechanics*, vol. 16, pp. 1–27, Jan. 2001.
- [70] F. Galbusera, A. Fantigrossi, M. T. Raimondi, M. Sassi, M. Fornari, and R. Assietti, "Biomechanics of the C5-C6 spinal unit before and after placement of a disc prosthesis," *Biomechan. Model Mechanobiol*, vol. 5, pp. 253–261, 2006.
- [71] A. Laville, S. Laporte, and W. Skalli, "Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine . Influence of geometrical parameters on the motion patterns," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, pp. 1409–1415, 2009.
- [72] J. D. Clausen, V. K. Goel, V. C. Traynelis, and J. Scifert, "Uncinate Processes and Luschka Joints Influence the Biomechanics of the Cervical Spine : Quantification Using a Finite Element Model of the C5C6 Segment," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 15, pp. 342–347, 1997.
- [73] T. Pitzén, F. Geisler, D. Matthis, M.-S. Hans, D. Barbier, W.-I. Steudel, and A. Feldges, "A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine," *Control Engineering Practice*, vol. 10, pp. 83–90, 2002.
- [74] J. A. Wheeldon, F. A. Pintar, S. Knowles, and N. Yoganandan, "Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine.," *Journal of biomechanics*, vol. 39, pp. 375–380, Jan. 2006.
- [75] S. Kumaresan, N. Yoganandan, and F. A. Pintar, "Finite element analysis of the cervical spine : a material property sensitivity study," *Clinical Biomechanics*, vol. 14, pp. 41–53, 1999.
- [76] B. Chen, Y. Wang, S. Xie, and Z. Wei, "Finite Element Analysis of Cervical Spine Plate Using Double Cage Fusion," no. 2008103, 2010.

- [77] Q. Hang, E. Chon, H. Wan, and V. Sin, "Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 189–193, 2006.
- [78] J. Wheeldon, B. D. Stemper, N. Yoganandan, and F. A. Pintar, "Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine.," *Annals of biomedical engineering*, vol. 36, pp. 1458–69, Sep. 2008.
- [79] C. A. Y. G. Reaves, M. O. S. G. Adala, and T. H. R. O. Xland, "A Three-Dimensional Finite Element Model of the Cervical Spine with Spinal Cord: An Investigation of Three Injury Mechanisms," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 36, no. 3, pp. 396–405, 2008.
- [80] S. Kumaresan, N. Yoganandan, F. A. Pintar, D. J. Maiman, and V. . K. Goel, "Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical investigation.," *Journal of orthopaedic research*, vol. 19, pp. 977–84, Sep. 2001.
- [81] L. A. Lang, B. Kang, R.-F. Wang, and B. R. Lang, "Finite element analysis to determine implant preload," *The journal of prosthetic dentistry*, pp. 539–546, 2003.
- [82] A. Rohlmann, N. K. Burra, T. Zander, and G. Bergmann, "Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine : a finite element analysis," *Eur Spine*, vol. 16, pp. 1223–1231, 2007.

ANEXOS

Anexo I - Propriedades das Vértexes: Osso cortical

Anexo II - Propriedades dos Componentes do Disco IV

Anexo III - Propriedades das Placas Cartilaginosas

Anexo IV - Propriedades dos Ligamentos

Anexo V - Propriedades das Articulações Intervertebrais

Anexo VI - Propriedades dos Parafusos e da Placa de Fixação

**Anexo I – Tabela do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson das Vértabras:
Osso Cortical**

Ref.	Módulo de Young - E (MPa)	Coeficiente de Poisson - ν
[75]	10000	0,29
[67]	12000	0,30
[76]	10000	0,30
[71]	12000	0,30
[52]	10000	0,29
[77]	12000	0,29
[68]	12000	0,30
[70]	12000	0,30
[78]	12000	0,30
[79]	10000	0,29
[72]	10000	0,30
[80]	12000	0,30

Anexo II – Tabela do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson do Núcleo Pulposo.

Ref.	Módulo de Young - E (MPa)	Coeficiente de Poisson - ν
[75]	3,4	0,40
[67]	1666,7	---
[76]	3,4	0,36
[52]	3,4	0,49
[77]	1,0	0,49
[70]	0,1	0,4999
[79]	3,4	---
[80]	1666,7	---

Componente	Material	Ref.
Núcleo	Neo-Hookean: $C_1=0,16$ MPa $D=0,024$ MPa ⁻¹	[64]

Anexo II – Tabela do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson do Anel Fibroso.

Ref.	Módulo de Young - E (MPa)	Coeficiente de Poisson - ν
[75]	3,4	0,49
[67]	4,7	0,45
[76]	3,4	0,40
[71]	2,5	0,40
[52]	3,4	0,40
[77]	3,4	0,40
[68]	2,5	0,45
[70]	2,5	0,45
[79]	3,4	---
[72]	4,2	0,45
[80]	4,7	0,45

Anexo II – Tabela do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson das Fibras do Anel Fibroso.

Ref.	Módulo de Young - E (MPa)	Coeficiente de Poisson - ν
[67]	500	0,30
[76]	450	0,30
[70]	500	0,35
[72]	450	0,30
[80]	500	0,30

Anexo III – Tabela do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson das Placas Cartilaginosas.

Ref.	Módulo de Young - E (MPa)	Coeficiente de Poisson - ν
[75]	500	0,40
[67]	600	0,30
[76]	2000	0,20
[71]	300	0,30
[52]	500	0,40
[77]	500	0,40
[68]	300	0,30
[78]	600	0,30
[72]	2000	0,20
[80]	600	0,30

Anexo IV – Tabela do Módulo de Young (MPa) dos Ligamentos.

Ref.	[75]	[76]	[71]	[68]	[70]	[79]	[72]
ALL	11,9	8	10	10	28	35,2	15 (<12%) 30 (>12%)
PLL	12,5	8	20	20	23	35,7	10 (<12%) 20 (>12%)
ISL	3,4	8	3	3	5	5	4 (20-40%) 8 (>40%)
LF	2,4	8	---	50	3,5	3,8	5 (<25%) 10 (>25%)
SSL	---	8	---	3	---	---	---
CL	7,7	8	60	---	5	4,9	7 (<12%) 30 (>12%)

Anexo IV – Tabela do Coeficiente de Poisson dos Ligamentos.

Ref.	[75]	[76]	[70]	[72]
ALL	0,39	0,30	0,45	0,30
PLL	0,39	0,30	0,45	0,30
ISL	0,39	0,30	0,45	0,30
LF	0,39	0,30	0,45	0,30
SSL	---	0,30	---	---
CL	0,39	0,30	0,45	0,30

Anexo IV – Tabela da Área da Secção (mm²) dos Ligamentos.

Ref.	[71]	[68]	[72]	[69]
ALL	1	0,5	6,1	12,1
PLL	1	0,5	5,4	14,7
ISL	3	0,4	13,1	13,4
LF	0,4	3	50,1	48,9
SSL	---	0,6	46,6	---
CL	1,2	5	---	---

Anexo IV – Tabela da quantidade de elementos de cada Ligamento.

Ref.	[68]	[70]
ALL	5	5
PLL	5	5
ISL	---	4
LF	3	5
SSL	---	3
CL	6	6

Anexo V – Tabela do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson das Articulações Intervertebrais.

Ref.	Módulo de Young - E (MPa)	Coeficiente de Poisson - ν
[3]	5,5	0,40

Anexo VI – Tabela do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson dos Parafusos

Ref.	Módulo de Young - E (MPa)	Coeficiente de Poisson - ν
[81]	117000	0,30
[82]	110000	0,30
[73]	110000	0,36

Anexo VI – Tabela do Módulo de Young e Coeficiente de Poisson da Placa de Fixação

Ref.	Módulo de Young - E (MPa)	Coeficiente de Poisson - ν
[82]	110000	0,30
[73]	110000	0,36