

**Estudo do comportamento biomecânico do segmento L4-L5 da
coluna Humana, utilizando o Método dos Elementos Finitos**

Inês Lopes das Neves

Dissertação do MIEM

Orientador: Marco Paulo Lages Parente

Coorientadores: Renato Manuel Natal Jorge

Luísa Maria Pimenta Abreu Costa Sousa



**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica**

Julho de 2015

*Biology can no more be understood without biomechanics
than an airplane can without aerodynamics*

Yuan-Cheng Fung

Resumo

A análise numérica de modelos de elementos finitos torna possível a simulação de processos que são muitas vezes impossíveis de quantificar experimentalmente, como é o caso da degeneração e envelhecimento do disco, e esforços suportados pela própria coluna vertebral.

Esta dissertação tem como objetivo uma melhor compreensão e estudo do segmento lombar L4-L5 da coluna vertebral. Partindo de um modelo numérico 3D desta unidade funcional, foram realizadas algumas alterações relativamente ao disco intervertebral e registadas as respostas aos vários esforços a que a coluna é sujeita diariamente: compressão, extensão, flexão, flexão lateral e torção.

Através do software de pré-processamento e de simulação – *Abaqus* – foram realizadas modificações no disco, recorrendo a uma forma alternativa de formação e disposição das fibras do anel fibroso – comando *Rebar* do *Abaqus*.

Com o intuito de perceber como é que o comportamento das fibras de colagénio influenciava o disco intervertebral e a própria unidade funcional, foram levadas a cabo várias experiências relativamente à inclinação e espaçamento das mesmas.

Procedeu-se a uma calibração do modelo, nomeadamente variando a inclinação e espaçamento entre as fibras. Obtiveram-se assim propriedades dos discos e ligamentos conducentes a um comportamento biomecânico correcto da unidade funcional.

Com o principal objetivo de estudar os esforços a que a coluna vertebral é sujeita diariamente, foram realizadas simulações utilizando forças e momentos de referência para cada caso. O gradiente dos deslocamentos e a sua evolução, ao longo da aplicação da carga, foram calculados e registados.

Verificou-se que, para o caso em estudo, a utilização do novo disco intervertebral, com propriedades elásticas, permite obter um comportamento biomecânico realista, com valores precisos e próximos de várias literaturas. Pode-se então concluir que o modelo numérico desenvolvido poderá ser utilizado para futuros estudos de patologias ou outro tipo de solicitações.

Palavras-chave:

Biomecânica, Método dos Elementos Finitos, Coluna Vertebral, Vértebras L4-L5, Disco Intervertebral, fibras, Anel Fibroso, rebars

Study of the biomechanical behavior of the L4-L5 Human spinal segment, using the Finite Element Method

Abstract

The numerical analysis of 3D finite element models, are able to represent and simulate processes that are often impossible to measure experimentally, such as disc degeneration and ageing, and loads supported by the vertebral spine.

This study aims for a better understanding of the L4-L5 lumbar segment of the spine. Starting from a 3D numerical model of this functional unit, some changes were made in the intervertebral disc and the responses to the different movements of the spine were registered: compression, extension, flexion, lateral flexion and torsion.

With the help of a pre-processing and simulation software - *Abaqus* - an alternative form of creating and disposing the collagen fibers of the annulus fibrosus was considered – the *Abaqus* command *rebar*.

In order to understand how the behavior of the collagen fibers influenced the intervertebral disc and even the functional unit, various tests were made, taking into account fibers direction and spacing.

Considering different values for the direction and fibers spacing, the lumbar segment model was adjusted. Both discs and ligaments properties obtained were acknowledged, leading to a correct biomechanical behavior of the functional unit.

For the primary purpose of studying the movements of the spine, simulations were performed using reference forces and moments values for each case. The displacements and their evolution along the load application were calculated and registered.

It was found that, for this study, the use of the new intervertebral disc, with elastic properties, allows us to get a realistic biomechanical behaviour with accurate values, according to several literatures. It can be concluded that the numerical model may be used for further studies of pathologies or even other different movements of the spine.

Keywords:

Biomechanics, Finite Elements Method, Vertebral Spine, Vertebrae L4-L5, Intervertebral Disc, fibers, Annulus Fibrosus, rebars

Agradecimentos

Antes de mais, agradeço em especial ao meu orientador, Professor Marco Parente, por toda a simpatia, disponibilidade e apoio demonstrados durante o decorrer deste trabalho, bem como por todos os conselhos e explicações que me permitiram não só atingir os objetivos pretendidos, mas também evoluir continuamente no meu processo de aprendizagem.

Ao Professor Renato Natal Jorge, meu coorientador, pela ajuda na compreensão de alguns conceitos importantes ao desenvolvimento do projeto.

À Professora Luísa Sousa pelo empurrão inicial e toda a informação e contactos disponibilizados.

A todos os meus amigos que estiveram presentes não só durante esta etapa final, mas ao longo destes 5 anos. Por toda a motivação dada, pela extrema paciência demonstrada, pela constante animação que sempre os caracterizou, pelo apoio nos momentos em que a pressão mais se fazia sentir e, principalmente, por me fazerem rir quando os maiores percalços e imprevistos surgiam no caminho. Aos que durante este semestre estiveram comigo diariamente tornando este processo menos exaustivo com o seu bom humor, entusiasmo e alegria, e aos que carinhosamente despenderam do seu tempo na leitura desta dissertação.

À minha família pelos conselhos, apoio e carinho que sempre demonstraram.

Simbologia

Ψ	Função de energia livre de Helmholt (ou função energia de deformação)
$\frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}}$	Gradiente de Ψ
\mathbf{F}	Gradiente de deformação
\mathbf{P}	Primeiro tensor das tensões de Piola-Kirchhoff
\mathbf{S}	Segundo tensor das tensões de Piola-Kirchhoff
σ	Tensão
σ_i	Tensões principais de Cauchy
σ_{ij}	Tensor das tensões de Cauchy
J	Jacobiano
\mathbf{C}	Tensor de Cauchy-Green à direita
p	Multiplicador de Lagrange
I_i	Invariantes do argumento
λ_i	Alongamentos principais
N	Número inteiro positivo que determina o número de elementos da série
μ_i	Módulos de corte
α_i	Constantes adimensionais
E	Módulo de elasticidade
ν	Coeficiente de Poisson

Índice de Conteúdos

1	Introdução	1
1.1	Objectivos da Dissertação.....	1
1.2	A Coluna Vertebral.....	2
1.3	A Biomecânica	3
1.4	Estrutura da Dissertação.....	5
2	A Coluna Vertebral.....	7
2.1	Componentes e Respetivas Funções	9
2.1.1	Vértebras.....	9
2.1.2	Disco Intervertebral	12
2.1.3	Juntas Intervertebrais.....	13
2.1.4	Músculos	14
2.1.5	Ligamentos.....	15
2.2	A Unidade Funcional	16
2.3	Movimentos da Coluna Vertebral	17
2.4	Perspetiva Biomecânica da Coluna Vertebral	19
3	O Disco Intervertebral	21
3.1	Propriedades Mecânicas.....	21
3.2	Biomecânica do Disco.....	22
3.3	Degeneração e Envelhecimento	26
4	Teoria Não-linear e Hiperelasticidade.....	31
4.1	Hiperelasticidade.....	32
4.2	Hiperelasticidade de Materiais Incompressíveis	33
4.3	Modelos Hiperelásticos Incompressíveis	35
5	Modelo Numérico Tridimensional de Elementos Finitos	37
5.1	Obtenção dos Componentes.....	37
5.2	Propriedades Estruturais e Mecânicas dos Constituintes	40
5.3	Condições Fronteira	42
6	Novo Modelo Numérico Tridimensional de Elementos Finitos	45
6.1	Comando <i>Rebar</i>	45
6.2	Funcionamento Geral do comando <i>Rebar</i>	47
6.2.1	Influência das Direções Isométricas e Respetivas Arestas Principais.....	47
6.2.2	Funcionamento da Inclinação	51
6.2.3	Funcionamento do Espaçamento.....	52
6.3	Influência dos <i>Rebars</i>	55
7	Resultados Numéricos para o Segmento Lombar L4-L5.....	57
7.1	Estudo da Influência dos Parâmetros Espaçamento e Inclinação no Comportamento Biomecânico do Segmento Lombar L4-L5	57
7.1.1	Influência da Inclinação.....	57
7.1.2	Influência do Espaçamento.....	60
7.1.3	Conclusões e Especificação dos Resultados Obtidos	64
7.2	Estudo do Comportamento Biomecânico do Segmento Lombar L4-L5 Sujeito a Diferentes Carregamentos	66
7.2.1	Validação do Modelo.....	66

7.2.2	Comportamento Mecânico da Unidade Funcional para Valores de Carga de Referência.....	79
8	Conclusões e Trabalhos Futuros	89
9	Bibliografia.....	93

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Coluna vertebral.....	7
Figura 2.2 - Unidade funcional da coluna vertebral	8
Figura 2.3 - Elemento vertebral.....	10
Figura 2.4 - Vista superior de uma vértebra cervical	10
Figura 2.5 - Vista superior de uma vértebra torácica	11
Figura 2.6 - Vista superior de uma vértebra lombar.....	11
Figura 2.7 - Vista posterior do sacro	12
Figura 2.8 - Constituição do disco intervertebral	13
Figura 2.9 - Representação dos principais ligamentos da coluna vertebral.....	15
Figura 2.10 - Segmentos da unidade funcional da coluna vertebral.....	16
Figura 2.11 - Planos anatômicos do corpo humano	17
Figura 2.12 - Movimentos e esforços da coluna vertebral	18
Figura 2.13 - Valores de referência de forças e momentos que a coluna vertebral do ser humano comum suporta no dia-a-dia	19
Figura 3.1 - Composição dos vários constituintes do disco intervertebral.....	21
Figura 3.2 - Representação esquemática da distribuição de pressões do disco quando sujeito a uma carga compressiva.....	23
Figura 3.3 - Movimento de compressão aplicado no disco	24
Figura 3.4 - Movimento de tração aplicado no disco	25
Figura 3.5 - Movimento de corte aplicado no disco	25
Figura 3.6 - Movimento de flexão aplicado no disco	26
Figura 3.7 - Movimento de torção aplicado no disco.....	26
Figura 5.1- Modelo numérico 3D de elementos finitos: a) vista frontal; b) vista lateral; c) vista superior	38
Figura 5.2 - Modelo do disco intervertebral e respetiva malha.....	39
Figura 5.3 - Malha do disco intervertebral (núcleo e anel fibroso).....	39
Figura 5.4 - Nó de referência.....	43
Figura 6.1 - Representação esquemática do mapeamento isoparamétrico de um elemento.....	46
Figura 6.2 - Provete exemplo	47
Figura 6.3 - Numeração dos nós de cada elemento do provete exemplo	48
Figura 6.4 - Direção 1: a) aresta 1; b) aresta 2; c) aresta 3; d) aresta 4	49
Figura 6.5 - Direção 2: a) aresta 1; b) aresta 2; c) aresta 3; d) aresta 4	49
Figura 6.6 - Direção 3: a) aresta 1; b) aresta 2; c) aresta 3; d) aresta 4	50
Figura 6.7 - Campo de deslocamentos em X do elemento do provete.....	54

Figura 6.8 - Campo de deslocamentos em X do elemento de barra.....	55
Figura 7.1 - Nó onde é medido o deslocamento axial	58
Figura 7.2 - Variação do deslocamento axial com a inclinação das fibras, quando aplicada uma carga à compressão	59
Figura 7.3 - Variação do ângulo de rotação com a inclinação das fibras, quando aplicada uma carga à extensão.....	60
Figura 7.4 - Variação da deslocamento axial com o espaçamento entre as fibras, quando aplicada uma carga à compressão.....	61
Figura 7.5 - Variação do ângulo de rotação com o espaçamento entre as fibras, quando aplicada uma carga à extensão.....	62
Figura 7.6 - Influência da presença de fibras e variação do deslocamento axial com a inclinação destas (carga à compressão).....	63
Figura 7.7 - Influência da presença de fibras e variação do ângulo de rotação com a inclinação destas (carga à extensão)	64
Figura 7.8 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (compressão).....	67
Figura 7.9 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (extensão).....	68
Figura 7.10 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (flexão).....	68
Figura 7.11 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (flexão lateral).....	69
Figura 7.12 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (torção).....	70
Figura 7.13 - Afinação do modelo de elementos finitos, através de um processo iterativo, para os 5 movimentos diferentes: a) compressão; b) extensão; c) flexão; d) flexão lateral; e) torção	73
Figura 7.14 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura, para diferentes casos de afinação (flexão lateral).....	74
Figura 7.15 - Deslocamentos obtidos para os 5 movimentos diferentes considerando um disco com propriedades elásticas: a) compressão; b) extensão; c) flexão; d) flexão lateral; e) torção	76
Figura 7.16 - Variação do ângulo de rotação com a diminuição da área de secção dos ligamentos para os dois movimentos: a) flexão; b) flexão lateral	78
Figura 7.17 - Campo de deslocamentos axiais em Z (compressão).....	80
Figura 7.18 - Evolução do deslocamento axial com a carga aplicada (compressão)	81
Figura 7.19 - Nó onde é medida a protuberância do disco intervertebral	81
Figura 7.20 - Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada (compressão).....	82
Figura 7.21 - Nó onde é medida a protuberância do disco (extensão)	82

Figura 7.22 - Campo de deslocamentos axiais em Z: a) extensão; b) flexão	83
Figura 7.23 - Evolução do ângulo de rotação com a carga aplicada (extensão e flexão).....	83
Figura 7.24 - Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada (extensão e flexão) .	84
Figura 7.25 - Nó onde é medida a protuberância do disco (flexão lateral)	84
Figura 7.26 - Campo de deslocamentos axiais em Z (flexão lateral)	85
Figura 7.27 - Evolução do ângulo de rotação com a carga aplicada (flexão lateral).....	85
Figura 7.28 - Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada (flexão lateral).....	86
Figura 7.29 - Campo de deslocamentos axiais em Z (torção)	86
Figura 7.30 - Evolução do ângulo de rotação com a carga aplicada	87
Figura 7.31 - Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada	87

Índice de Tabelas

Tabela 5.1 - Dimensões das vértebras	40
Tabela 5.2 - Dimensões do disco intervertebral	40
Tabela 5.3 - Propriedades mecânicas das vértebras	41
Tabela 5.4 - Propriedades mecânicas do disco intervertebral	41
Tabela 5.5 - Propriedades mecânicas das juntas intervertebrais	42
Tabela 5.6 - Propriedades mecânicas dos ligamentos	42
Tabela 6.1 - Direções isoparamétricas e respectivas arestas	46
Tabela 6.2 - Dimensões do provete exemplo	47
Tabela 6.3 - Propriedades mecânicas do provete exemplo.....	48
Tabela 6.4 - Deslocamentos obtidos para fibras a 0° e a 90°.....	51
Tabela 6.5 - Propriedades mecânicas do provete e do elemento de barra.....	52
Tabela 6.6 - Deslocamentos obtidos para diferentes espaçamentos dos <i>rebars</i> incorporados no elemento do provete.....	53
Tabela 6.7 - Cálculo da área de total de <i>rebars</i> obtido a partir da equação (6.1).....	53
Tabela 6.8 - Deslocamentos em <i>X</i> do provete em diferentes situações, quando aplicadas cargas à compressão e tração	56
Tabela 7.1 - Deslocamentos axiais obtidos para diferentes inclinações, quando aplicada uma carga à compressão.....	58
Tabela 7.2 - Ângulos de rotação obtidos para diferentes inclinações, quando aplicada uma carga à extensão.....	59
Tabela 7.3 - Deslocamentos axiais obtidos para diferentes espaçamentos, quando aplicada uma carga à compressão	61
Tabela 7.4 - Ângulos de rotação obtidos para diferentes espaçamentos, quando aplicada uma carga à extensão.....	62
Tabela 7.5 - Valores de espaçamentos obtidos para cada camada anelar.....	65
Tabela 7.6 - Condições de carga e grandezas medidas (validação do modelo).....	66
Tabela 7.7 - Propriedades elásticas do disco intervertebral.....	75
Tabela 7.8 - Condições de carga de referência.....	79

1 Introdução

1.1 Objetivos da Dissertação

A presente dissertação de mestrado foi realizada no âmbito do curso de Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, especialização de Projeto e Construção Mecânica e tem por objetivo o estudo da biomecânica da coluna vertebral.

Cerca de 70% da população de países industrializados já experienciou, pelo menos uma vez durante toda a sua vida, dores de costas. Podendo estas ser causadas por variados fatores, independentemente de serem extremas ou mais leves, acabam sempre por restringir a qualidade de vida dos pacientes.

Desde sempre foram realizadas diversas experiências nesta área, através das quais era possível obter determinadas grandezas, tais como o movimento relativo entre vértebras adjacentes, protuberância do disco e tensões em determinadas zonas. No entanto, esses estudos mostravam-se insuficientes para os resultados que se pretendiam obter.

Desta forma, surgiu em alternativa a utilização do método de elementos finitos. Recorrendo a este método é possível quantificar não só as tensões, como também as deformações em determinadas regiões, o que não é facilmente obtido experimentalmente. Contudo, a simplificação do comportamento mecânico dos materiais e a imprecisão na geometria dos ligamentos e do disco intervertebral, podem levar à obtenção de resultados errados.

Com a evolução da tecnologia, vários modelos da coluna lombar, entre outras partes do corpo humano, foram elaborados para testar o efeito e as consequências de determinadas patologias e procedimentos cirúrgicos, ou mesmo para o desenvolvimento de próteses [1, 2, 3].

Este trabalho tem como principal objetivo a simulação e a análise das respostas do segmento lombar L4-L5, quando sujeito aos esforços a que a coluna vertebral é solicitada diariamente. Para este efeito, utilizou-se um modelo de elementos finitos pré-existente desta unidade

funcional, tendo este sido melhorado para se obter um comportamento mais realista do modelo.

Para se compreender melhor o funcionamento de toda a coluna vertebral, e também da unidade funcional em questão, foi realizada uma pesquisa bibliográfica referente à anatomia das vértebras L4 e L5, respetivos ligamentos e articulações. Tendo em conta a importância e a complexidade do disco intervertebral, este componente foi analisado de forma mais pormenorizada.

Em seguida, tentou perceber-se como funcionava o modelo deste segmento lombar e analisou-se as suas propriedades mecânicas.

Tendo em conta que o disco intervertebral modelado apresentava algumas limitações a nível das fibras do anel fibroso, o mesmo foi modificado utilizando um método alternativo ao presente no modelo para a criação das fibras de colagénio – *rebar*.

Através da utilização do software *Abaqus*, foram realizadas várias experiências para um melhor entendimento dos parâmetros deste comando.

Depois de testado como variava o comportamento da unidade funcional com a variação da inclinação e espaçamento das fibras de colagénio, procedeu-se à calibração do modelo numérico.

Realizaram-se simulações numéricas referentes aos diferentes movimentos a que a unidade funcional é sujeita, através do *Abaqus/CAE*. Recorrendo-se a dados bibliográficos, foram comparados os resultados registados com os valores obtidos para cada esforço.

Para validar o modelo, foi necessário realizar algumas calibrações a nível das propriedades do disco e dos ligamentos.

No final, foram realizadas novas simulações para os diferentes movimentos que a coluna vertebral desempenha diariamente, utilizando forças e momentos de referência para cada caso. O valor máximo dos deslocamentos, a sua evolução ao longo da aplicação da carga, e a protuberância do disco foram calculados e registados.

1.2 A Coluna Vertebral

O esqueleto humano é constituído por tecidos vivos e dinâmicos. Estes tecidos apresentam uma capacidade de se adaptarem a diferentes situações mecânicas e, em caso de lesões, de se repararem a si próprios.

O sistema esquelético possui quatro principais funções, entre elas o suporte do próprio peso e se necessário de peso extra, proteção dos órgãos que envolve, possibilitando a existência de movimento juntamente com a ajuda dos músculos e ligamentos, e armazena sais minerais.

A coluna vertebral é um elemento constituinte de todos os seres vivos vertebrados. Embora do ponto de vista da Medicina seja considerada um organismo vivo em constante mudança, do ponto de vista de Engenharia é vista como uma estrutura mecânica que suporta diversos tipos de esforços, consequentes de vários movimentos.

É constituída por articulações, músculos, vértebras, ligamentos e nervos, que funcionam como um conjunto e que permitem que a coluna consiga realizar as suas funções corretamente.

A região lombar é a mais vulnerável, uma vez que nesta secção tanto a magnitude das cargas compressivas como a própria mobilidade da coluna são máximas. Por esta razão os discos intervertebrais lombares são bastante afetados acabando por sofrer degeneração [4, 5].

Os discos intervertebrais são estruturas complexas e especializadas, responsáveis pela absorção e transmissão uniforme das cargas mecânicas, concedendo estabilidade na união dos corpos vertebrais. São constituídos por três elementos: núcleo pulposo, anel fibroso e placas terminais.

O anel fibroso é composto por fibras de colagénio altamente organizadas e orientadas segundo um ângulo de 30° com a horizontal. Devido à forma como estas fibras se encontram dispostas, conferem elevada rigidez ao disco.

A degeneração dos discos intervertebrais é um dos maiores problemas de saúde na atualidade e depende de múltiplos fatores. Nomeadamente em sociedades ocidentais, estas patologias são uma das principais causas de incapacidade da população [6, 7].

1.3 A Biomecânica

A Biomecânica é a mecânica aplicada à Biologia. Procura entender a mecânica dos organismos vivos. Permite-nos perceber o funcionamento dos organismos, prever as suas alterações e propor métodos de intervenção artificiais. Por essa razão, as áreas de diagnóstico, cirurgia e próteses acabam por estar intimamente ligadas à biomecânica.

É uma temática moderna de raízes antigas. O seu desenvolvimento aconteceu em paralelo com a própria evolução da mecânica, tendo ao longo dos anos recebido o contributo de variadas personalidades. William Harvey descobriu a circulação sanguínea em 1615, sem nunca ter visualizado um único vaso sanguíneo e sem recorrer a um microscópio, inexistente na altura. Galileo Galilei desenvolveu um método para medir a pulsação sanguínea através da

utilização de um pêndulo. Conseguiu mostrar que a matemática era essencial para a ciência, e sem a qual esta não conseguiria ser compreendida em toda a sua plenitude. Robert Hooke criou a lei de Hooke e introduziu a palavra “célula” como designação da unidade básica estrutural e funcional dos organismos vivos [8].

A Biomecânica estuda também os movimentos e as suas causas em organismos vivos. Proporciona informação essencial a nível do padrão dos movimentos mais eficazes e seguros, equipamentos e exercícios relevantes para melhorar o movimento humano. É portanto, o estudo do movimento de organismos vivos utilizando a ciência da mecânica.

A mecânica é um ramo da Física que está relacionado com a descrição do movimento e de como as forças são capazes de criar o mesmo. Promove importantes ferramentas conceptuais e mecânicas necessárias à compreensão do movimento de organismos vivos e bastante úteis na área da Cinesiologia – ciência que estuda os movimentos humanos.

Sendo a ciência que descreve o movimento de corpos, de entre as várias divisões que se podem realizar, a mecânica pode distinguir-se no ramo da estática e da dinâmica. A estática estuda os objetos em repouso ou com movimento uniforme constante. A dinâmica é o estudo de objetos em movimento por ação de forças, recorrendo à cinemática – descrição do movimento – e à cinética – forças associadas ao movimento.

A aplicação da Biomecânica ao movimento do corpo humano tem dois principais objetivos: aperfeiçoamento do seu desempenho e prevenção, atenuação ou tratamento de lesões. No primeiro caso, nomeadamente a nível de atividades desportivas, a técnica é um fator dominante comparativamente à estrutura física ou à capacidade fisiológica, e portanto o desempenho dos atletas pode ser melhorado em várias formas. No segundo caso, o papel da Biomecânica acaba também por ser fulcral para determinar potenciais causas e desenvolver soluções a nível de lesões e patologias.

A análise Biomecânica pode ser realizada de forma qualitativa ou quantitativa. A análise qualitativa consiste numa observação sistemática da qualidade do movimento humano de modo a promover uma interação apropriada ao aperfeiçoamento do movimento. Quando se pretende realizar uma análise quantitativa, recorre-se a cálculos numéricos. A utilização do Método de Elementos Finitos é bastante utilizada pois permite a realização de uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Estes elementos são em seguida descritos recorrendo a equações diferenciais e resolvidos através de modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados pretendidos.

No futuro, prevê-se que a contribuição da Biomecânica seja mais acentuada na área da fisiologia, ou seja, na compreensão do funcionamento do organismo e todos os processos físicos e químicos envolvidos na manutenção da vida. No entanto, é de realçar que desempenha um papel de grande importância na prevenção de patologias e lesões do corpo humano [9, 10, 11].

1.4 Estrutura da Dissertação

O presente estudo encontra-se dividido em duas partes principais: pesquisa bibliográfica e simulações numéricas.

A 1ª parte é referente à pesquisa bibliográfica que foi necessária realizar para o desenvolvimento da presente dissertação.

No capítulo 2 é abordada a anatomia dos vários componentes da coluna vertebral, funções, propriedades e respetiva constituição.

No capítulo 3 o disco intervertebral é discutido de forma mais aprofundada devido à sua complexidade e importância para o presente trabalho. Para além dos seus constituintes, a sua biomecânica e funcionamento são alguns dos assuntos de maior relevância.

Finalmente, no capítulo 4 apresenta-se uma revisão bibliográfica relativamente à teoria não-linear e hiperelasticidade.

A 2ª parte aborda a parte experimental deste estudo, ou seja, todo o processo desenvolvido desde a alteração do modelo até às simulações referentes às solicitações suportadas pela unidade funcional.

No capítulo 5 é realizado um estudo do modelo existente a nível da sua modelação, componentes, funcionamento, condições fronteira e propriedades mecânicas.

No capítulo 6 são realizadas diversas experiências relativamente ao comando *rebar*, que vai ser incorporado no disco em alternativa aos elementos de barra que foram utilizados, no modelo inicial para simular as fibras do colagénio do anel fibroso.

No capítulo 7 procede-se à calibração do modelo, variando não só os parâmetros referentes às fibras de colagénio, como também as propriedades mecânicas do próprio disco e ligamentos. Nesta secção é também realizada a validação do modelo 3D da unidade funcional e os resultados provenientes da cada tipo de carga aplicada são mostrados.

Para finalizar, no capítulo 8, são apresentadas conclusões obtidas durante todo o desenvolvimento deste estudo, tal como alguns trabalhos futuros de interesse a realizar.

2 A Coluna Vertebral

A coluna vertebral, também apelidada de ráquis ou espinha dorsal, é uma estrutura osteofibrocartilaginosa articulada e resistente. Estende-se desde a base do crânio até à bacia, e mede em média cerca de 71 cm num adulto [12, 13].

Quando o embrião se encontra em desenvolvimento este possui cerca de 33 ou 34 peças ósseas, de nome vértebras. No entanto, as vértebras sagradas acabam por se fundir, formando um osso único, o que acontece também com as vértebras coccígeas, ficando assim constituída por 26 vértebras divididas em cinco regiões, como se pode ver na Figura 2.1.

- Região cervical (7 vértebras)
- Região torácica (12 vértebras)
- Região lombar (5 vértebras)
- Região sagrada (5 vértebras)
- Região coccígea (4 ou 5 vértebras)

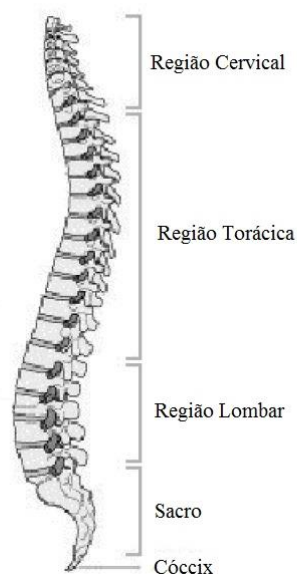


Figura 2.1 - Coluna vertebral [12] - adaptada

A coluna vertebral possui quatro curvaturas fisiológicas que se vão formando desde o desenvolvimento embrionário. Na fase adulta é então possível distinguir, de uma vista lateral, tanto na região cervical como na lombar, uma curvatura convexa para a frente e, na região torácica e pélvica, uma curvatura côncava para a frente. As curvaturas convexas apelidam-se de cifoses enquanto as côncavas se designam de lordoses. Qualquer curvatura lateral é sempre patológica e designa-se por escoliose.

De entre as variadas funções que a coluna vertebral desempenha, esta protege a espinal medula, permite o abandono da mesma pela parte dos nervos raquidianos, proporciona um local de inserção muscular e suporta tanto o peso da cabeça como do tronco, permitindo a sua movimentação [14].

A unidade funcional da coluna, e respetivos componentes, encontram-se na Figura 2.2:



Figura 2.2 - Unidade funcional da coluna vertebral [14] - adaptada

Os componentes referidos acima vão ser abordados de forma mais detalhada nos capítulos que se seguem.

2.1 Componentes e Respetivas Funções

2.1.1 Vértebras

As vértebras são as peças ósseas que constituem a coluna vertebral e classificam-se consoante a região onde se localizam: cervicais, torácicas, lombares, sagradas ou coccígeas. São constituídas por osso cortical e osso trabecular, que se encontra contido neste. Contrariamente ao osso cortical, que é sólido, compacto e resistente, o osso trabecular apresenta uma estrutura esponjosa [12, 13].

À exceção das duas primeiras vértebras, e apesar das diferentes designações que podem tomar, estas possuem uma estrutura bastante semelhante entre si [14].

De entre os elementos que as constituem – Figura 2.3 – estes realizam as seguintes funções:

- Corpo: É normalmente o elemento de maiores dimensões e apresenta uma forma cilíndrica. Constituído por superfícies achatadas, é entre eles que os discos intervertebrais se localizam;
- Buraco vertebral ou canal raquidiano central: Orifício através do qual passa a espinal medula;
- Arco vertebral: Constituído por diversas apófises e superfícies articulares, formando as paredes laterais e posterior do buraco vertebral;
- Pedículos: Dois elementos, localizados em lados opostos, que formam a parede lateral do buraco vertebral e a raiz do arco;
- Lâminas: Localizam-se na região posterior do arco, constituindo a parede posterior do buraco vertebral;
- Apófises transversas: Local de inserção muscular, localizadas lateralmente na junção da lâmina com o pedículo;
- Apófise espinhosa: Tem como principal função reforçar a coluna vertebral permitindo-lhe movimento. Localizada posteriormente a partir da junção das duas lâminas, é também um local de inserção muscular;
- Apófises articulares: Tal como a apófise espinhosa, permite os movimentos da coluna. Constituídas pela apófise superior e inferior, estas contêm facetas articulares que possibilitam que as vértebras se articulem entre elas;

- Buracos de conjugação: Elemento pelo qual os nervos raquidianos abandonam o canal vertebral, localizado entre duas vértebras adjacentes lateralmente.

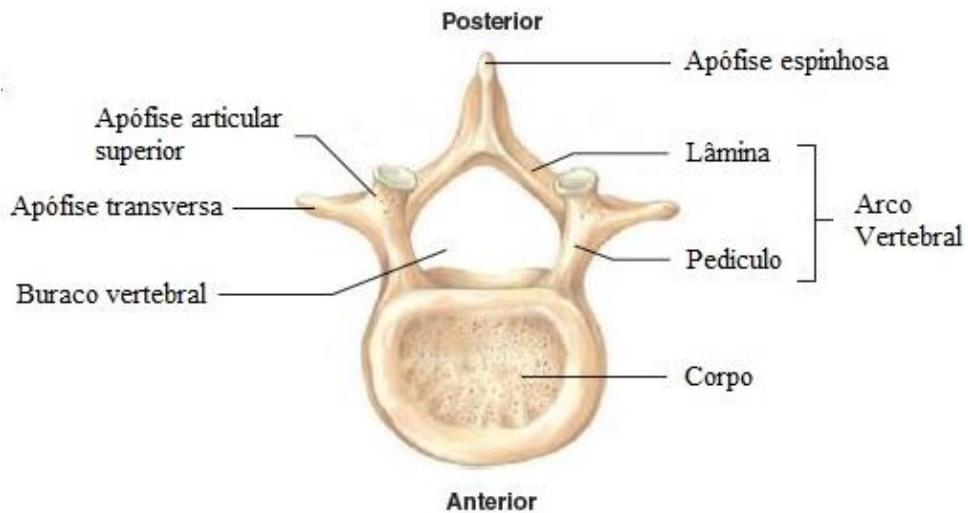


Figura 2.3 - Elemento vertebral [14]

As vértebras cervicais (Figura 2.4) possuem um corpo pequeno, à exceção das duas primeiras vértebras. A primeira vértebra cervical, de nome atlas, não possui corpo nem apófise espinhosa, permitindo o movimento lateral e vertical da cabeça (movimento de afirmação com a cabeça). Já a segunda vértebra – áxis – é responsável pelo movimento de rotação, o que acontece em casos como quando se pretende realizar o movimento de negação. Esta é caracterizada por apresentar uma apófise altamente modificada, apófise odontóide.

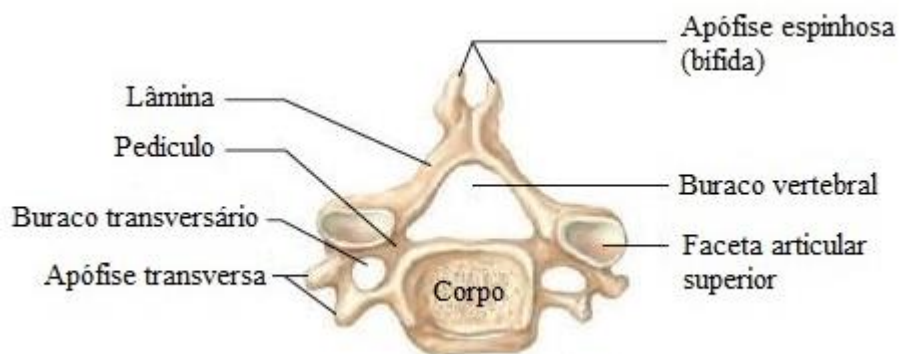


Figura 2.4 - Vista superior de uma vértebra cervical [14]

As vértebras torácicas, representadas na Figura 2.5, possuem apófises espinhosas longas e finas que estão inclinadas para baixo. Adicionalmente, as suas apófises transversas distinguem-se por serem relativamente compridas. Devido à existência de facetas articulares nas apófises transversas das dez primeiras vértebras torácicas, estas articulam-se com as costelas.

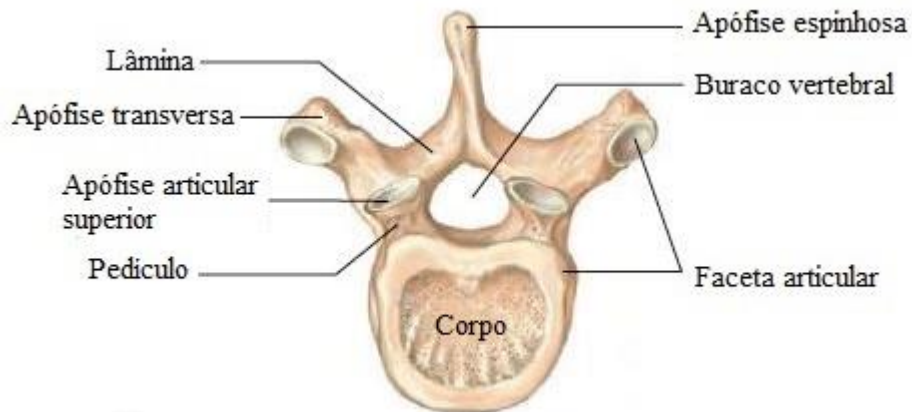


Figura 2.5 - Vista superior de uma vértebra torácica [14]

No que toca especificamente às vértebras lombares - Figura 2.6 - são o segmento de maior mobilidade na coluna vertebral. Para além de permitirem uma amplitude significativa de flexão, extensão, flexão lateral e um pouco de rotação, possuem ainda uma estrutura mais robusta. As suas apófises espinhosas e transversas são também mais fortes e retangulares [12, 14].

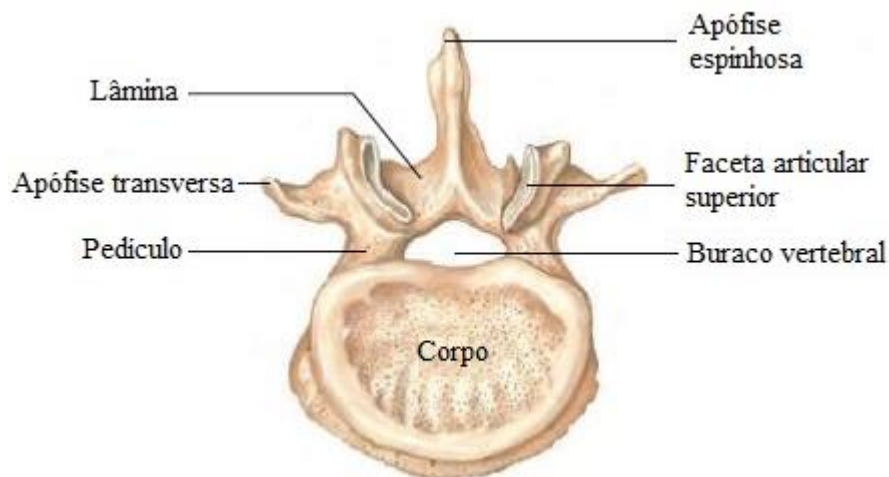


Figura 2.6 – Vista superior de uma vértebra lombar [14]

Finalmente, as vértebras sagradas distinguem-se bastante das referidas acima. Nesta região as cinco vértebras encontram-se fundidas, formando o sacro. O mesmo acontece com as vértebras coccígeas que apresentam um tamanho bastante mais pequeno, distinguindo-se por não possuírem buracos vertebrais nem apófises bem desenvolvidas. Estas encontram-se ilustradas na Figura 2.7 [14].

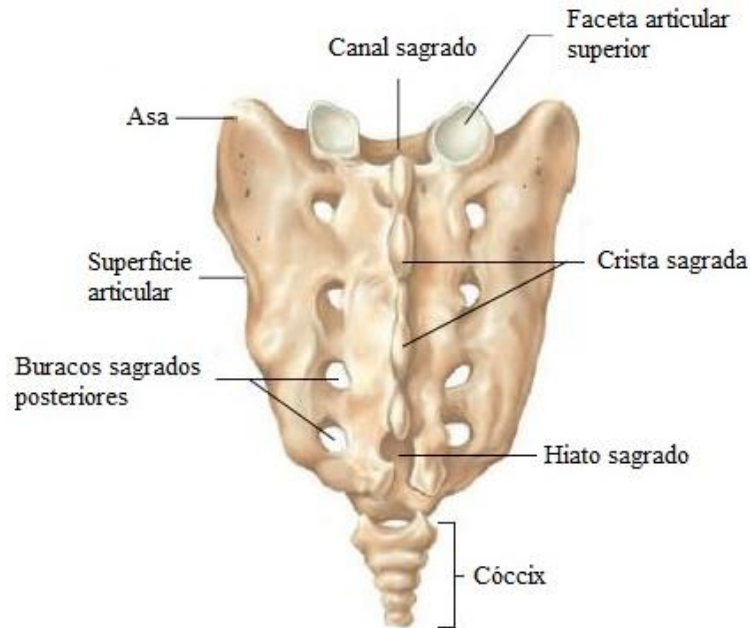


Figura 2.7 - Vista posterior do sacro [14]

2.1.2 Disco Intervertebral

Os discos intervertebrais são estruturas fibrocartilaginosas complexas e especializadas responsáveis pela absorção e transmissão uniforme das cargas mecânicas. Concedem estabilidade na união dos corpos vertebrais, suportam o peso da coluna e permitem os seus movimentos, funcionando como um amortecedor.

A coluna vertebral é constituída por 23 discos, representando entre um quarto a um terço do comprimento total desta. Cada disco apresenta uma forma quase cilíndrica, com dimensões de aproximadamente 7-13 mm de altura e 35-55 mm de diâmetro, observando-se o seu aumento no sentido oposto ao crânio. A altura dos discos na região lombar é cerca de 10 mm [5, 6, 7].

O disco é constituído por 3 elementos, como se pode ver na Figura 2.8:

- Núcleo pulposo: constituído por cerca de 72% de água. Apresenta uma consistência gelatinosa. Devido à sua natureza é incompressível, exercendo pressão em todas as direções;
- Anel fibroso: região externa do disco, que envolve o núcleo. Composto por fibras de colagénio altamente organizadas e orientadas segundo um ângulo de 30° com a horizontal. A sua disposição confere elevada rigidez ao disco;
- Placas terminais: fazem a separação entre o disco e o corpo vertebral, sendo constituídas por cartilagens hialinas permeáveis. A troca de fluidos dos discos é realizada através destas [5, 7, 12].

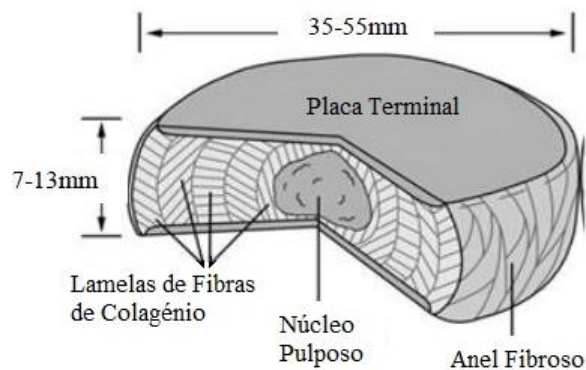


Figura 2.8 - Constituição do disco intervertebral [6] - adaptada

2.1.3 Juntas Vertebrais

As articulações têm como principal função proporcionar estabilidade às zonas de união entre os vários elementos constituintes do esqueleto humano, permitindo também que exista mobilidade entre eles. Podem ser classificadas de acordo com a sua função, grau de mobilidade ou estrutura, sendo esta última a mais precisa e mais habitual.

Tendo em conta a classificação estrutural das articulações, estas podem ser classificadas como:

- Fibrosas: apresentam movimento reduzido ou nulo. São formadas por dois ossos, que se encontram unidos através de um tecido conjuntivo fibroso;
- Cartilagíneas: são formadas por dois ossos unidos entre si por intermédio de cartilagem hialina ou de fibrocartilagem;
- Sinoviais: o seu nome deriva do facto de conterem líquido sinovial. São anatomicamente mais complexas que as referidas acima. No entanto, permitem um grau de mobilidade significativo.

No caso de estudo em específico, é de se salientar três articulações. Duas delas são formadas pelas articulações das apófises superiores de uma vértebra com as inferiores da que se encontra em cima, e a outra entre os corpos das vértebras onde se localiza o disco intervertebral.

As primeiras tomam a designação de articulações sinoviais planas, pois permitem que haja um ligeiro movimento de deslizamento entre os ossos e, ao mesmo tempo, um movimento de rotação. Já no caso dos discos intervertebrais, devido à sua constituição fibrocartilaginosa, formam articulações cartilagíneas, mais precisamente sínfises [4, 14].

2.1.4 Músculos

O corpo humano é constituído por mais de 600 músculos, responsáveis pelo seu movimento e dos respetivos segmentos. Inserem-se nos ossos e noutros tecidos conjuntivos pelos tendões. Consoante a sua forma e tamanho, estes podem ser responsáveis por imprimir maiores quantidades de força (músculos mais robustos e potentes) ou por permitir movimentos mais delicados e precisos (músculos mais pequenos e esguios).

No que toca aos seus pontos de inserção, são de distinguir a cabeça ou origem (que na maioria das vezes é a extremidade ligada ao osso mais fixo) e a inserção terminal (que será a extremidade ligada ao osso que sofre maior movimento). A porção de músculo situada entre estes dois pontos tem o nome de corpo ou ventre. Relativamente à nomenclatura, estes podem ser designados tendo em conta a sua localização, tamanho, forma, orientação, pontos de inserção, número de cabeças ou mesmo função [13, 14].

Dependendo do movimento a efetuar estará associado um músculo diferente. Todavia, desempenham funções comuns de suporte, movimento e estabilidade relativamente à coluna [12].

2.1.5 Ligamentos

O papel dos ligamentos centra-se principalmente em assegurar a estabilidade das articulações, tanto em repouso como em movimento. Em conjunto com os tendões e os músculos, constituem um reforço natural que protege a coluna de possíveis lesões por hiperextensão ou hiperflexão. São formados por fibras de colagénio e elastina. As fibras de colagénio são responsáveis por resistir aos esforços à tração e as de elastina por conferir elasticidade aos mesmos [12, 15].

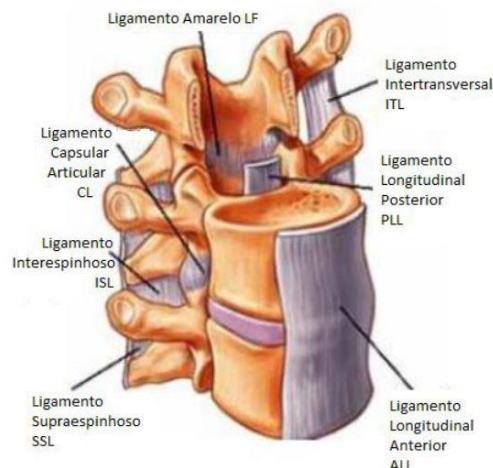


Figura 2.9 - Representação dos principais ligamentos da coluna vertebral [4]

Como se pode ver na Figura 2.9, existem 7 ligamentos:

- Ligamento Longitudinal Anterior (ALL): faz a ligação entre a zona anterior do corpo vertebral com a região frontal do anel;
- Ligamento Longitudinal Posterior (PLL): liga a região posterior do corpo vertebral com a região posterior do anel;
- Ligamento Supraespinhoso (SSL): faz a união entre as apófises interespinhosas;

- Ligamento Interespinhoso (ISL): em conjunto com o ligamento amarelo percorre a parte mais profunda da coluna vertebral;
- Ligamento Intertransversal (ITL): encontra-se ligado aos músculos;
- Ligamento Amarelo (LF): é o mais resistente de todos, protegendo a espinal medula e os nervos;
- Ligamento Capsular Articular (CL): faz a ligação entre as juntas vertebrais.

2.2 A Unidade Funcional

A unidade funcional da coluna vertebral constitui um arranjo anatómico que representa as principais características biomecânicas da coluna. É constituída por duas vértebras adjacentes e respectivas juntas intervertebrais, um disco intervertebral e ligamentos circundantes [5].

Devido à sua estrutura e constituição, consegue realizar pequenos movimentos articulares que asseguram a estabilidade e proteção da espinal medula e dos nervos periféricos. O somatório de todas estas pequenas movimentações possibilitam que a coluna tenha uma grande amplitude articular.

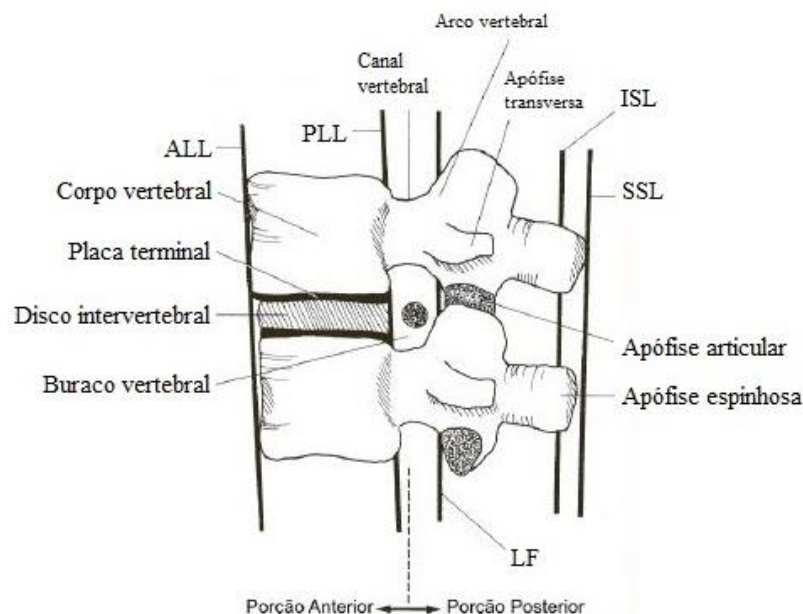


Figura 2.10 - Segmentos da unidade funcional da coluna vertebral [7] - adaptada

Tendo em conta a morfologia e funcionalidade da unidade funcional, esta pode ser dividida em dois segmentos: anterior e posterior. Como se pode ver na Figura 2.10, a região anterior é formada pelos dois corpos vertebrais, disco intervertebral e ligamentos longitudinais anterior (ALL) e posterior (PLL). Tendo em conta que estará submetida a 80% da magnitude das forças compressivas, este segmento irá suportar e dissipar as cargas internas e externas. Já a região posterior é constituída pelos pedículos, lâminas, apófises e restantes ligamentos. A sua função será proporcionar orientação e amplitude de movimento [7].

2.3 Movimentos da Coluna Vertebral

Qualquer movimento do corpo, desde o simples ato de levantar ao ato de correr, envolve o sistema esquelético que é constituído por tecidos vivos e dinâmicos com a capacidade de se adaptarem a diferentes solicitações mecânicas.

O sistema esquelético é normalmente dividido em 3 planos anatómicos principais, como se vê na Figura 2.11 [4, 9]:

- Frontal ou Coronal
- Transversal
- Sagital

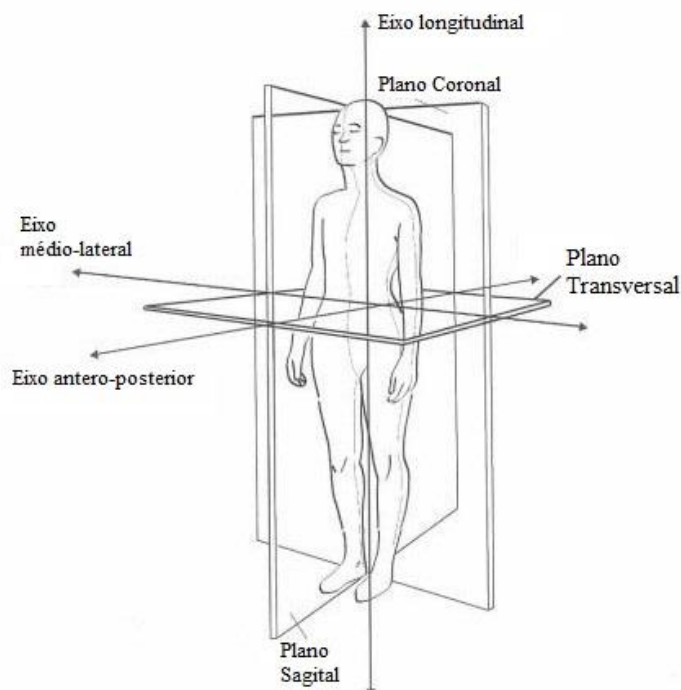


Figura 2.11 - Planos anatómicos do corpo humano [9]

O funcionamento normal da coluna pressupõe a sua estabilidade. A estabilidade é, por definição, a capacidade das vértebras se manterem coesas e de preservarem o deslocamento normal em todos os movimentos corporais fisiológicos, o que implica que a perda da mesma seja muitas vezes umas das maiores causas das dores de costas, nomeadamente na zona lombar [16].

A coluna vertebral consegue desempenhar três translações e três rotações em torno de cada um dos eixos cartesianos (x, y e z) e variadas combinações dos mesmos. Estes movimentos estarão relacionados com esforços. Aos movimentos de translação estarão associadas forças de compressão, tração ou corte, enquanto aos movimentos de rotação corresponderão momentos de flexão ou torção.

Na Figura 2.12, é possível distinguir esses mesmos movimentos. Durante a flexão e a extensão, a coluna move-se em torno do eixo médio-lateral. Os movimentos de torção (em torno do eixo longitudinal) e flexão lateral (eixo antero-posterior) são sempre movimentos acoplados, isto é, não ocorrem individualmente, devido à orientação oblíqua das juntas vertebrais.

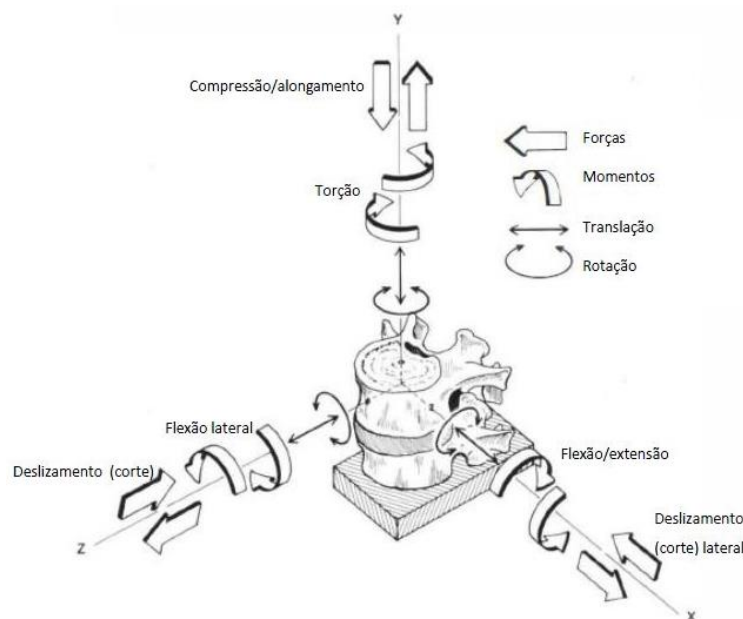


Figura 2.12 - Movimentos e esforços da coluna vertebral [4]

Durante as atividades diárias, a coluna estará sujeita a cargas que podem ser denominadas como fisiológicas ou traumáticas. As cargas fisiológicas estão associadas à atividade normal

da coluna, como esforços de curta duração (extensão e flexão), de grande duração (sentar e levantar) ou mesmo cargas cíclicas (caminhar). As traumáticas são cargas de grande amplitude que ocorrem em situações inesperadas (impactos).

Na Figura 2.13 apresenta-se uma lista com valores de referência das forças e momentos que a coluna vertebral suporta no quotidiano. No entanto, estes valores podem apresentar variações consoante as vértebras e a posição anatómica.

Tipo de esforço	Forças [N]	Momentos [N.m]
Compressão/tracção	500	---
Torção	---	11,45
Flexão/extensão	---	0 a 20
Flexão lateral	---	7,5
Deslizamento (corte)	400	---

Figura 2.13 - Valores de referência de forças e momentos que a coluna vertebral do ser humano comum suporta no dia-a-dia [4]

A mobilidade da coluna irá depender do estado dos variados componentes, propriedades mecânicas, geometria. A região lombar, em especial, apresenta maior mobilidade do que a região torácica, sendo por isso também mais crítica. Como tal toda a movimentação será influenciada pelo estado dos ligamentos, juntas vertebrais, propriedades e degeneração do disco [4, 5, 16].

2.4 Perspetiva Biomecânica da Coluna Vertebral

A coluna vertebral é um elemento comum a todos os vertebrados, que do ponto de vista da Engenharia ou da Medicina é abordado de forma diferente, mas sempre complementada. Do ponto de vista da Engenharia esta é tratada como uma estrutura mecânica capaz de suportar diferentes tipos de esforços correspondentes aos vários movimentos. Já de uma perspetiva anatómica, a coluna é um organismo vivo em constante mudança, quer seja pelo envelhecimento, quer por lesões ou patologias. Todo o comportamento mecânico da unidade funcional depende das propriedades e estado dos seus componentes, mas principalmente do disco intervertebral, ligamentos e juntas vertebrais. Todos os componentes desempenham um

papel bastante importante e crucial na mobilidade da coluna e, neste caso em específico da região lombar.

O corpo vertebral é o componente responsável por suportar grande parte das forças compressivas que atuam ao longo do eixo longitudinal. O osso trabecular funciona como um amortecedor, sendo o seu estado de grande importância. A geometria, massa, densidade mineral óssea e arquitetura do osso da vértebra vão determinar a capacidade deste de suportar diferentes cargas.

O disco intervertebral é constituído por três elementos, que em sintonia proporcionam ao disco capacidades necessárias para desempenharem as suas funções. Este absorve e transmite cargas entre as duas vértebras adjacentes, sendo a sua composição de grande influência na mobilidade e flexibilidade da coluna. Este consegue ser capaz de se deformar e, ao mesmo tempo, não entrar em colapso ou ficar lesado quando é sujeito aos variados movimentos. O seu núcleo, constituído por cerca de 90% de água, não permite que o volume do disco seja comprimido. As fibras de colagénio existentes no anel fibroso encontram-se densamente compactadas, assegurando uma rigidez elevada. Desta forma, exercendo uma pressão interna sobre o anel, o núcleo impedirá que este se curve e permitirá que as juntas vertebrais consigam suportar os esforços a que são solicitadas.

As juntas vertebrais funcionam como superfícies de contacto que limitam os movimentos da coluna, estabilizando a mesma. Funcionam portanto à semelhança dos ligamentos, que impossibilitam movimentos de excessiva amplitude, evitando possíveis lesões no disco e na espinal medula. Os ligamentos apenas trabalham à tração, sendo a flexão lombar o movimento principal que estes tentam evitar. Mais detalhadamente, o ligamento amarelo, sendo o mais elástico, não permite que a coluna encurve. Os ligamentos supraespinhoso (SSL) e interespinhoso (ISL) evitam a flexão excessiva e, os ligamentos capsulares restringem a flexão e a torção nas articulações.

Os músculos, por sua vez, promovem estabilidade dinâmica e mobilidade à coluna devido ao controlo neuromuscular que possuem. Para que estes consigam desempenhar as suas funções devidamente, devem ser capazes de aumentar a rigidez da coluna e de gerar forças isométricas (é desenvolvida tensão muscular, mas o músculo mantém-se estático) [4, 5].

3 O Disco Intervertebral

3.1 Propriedades Mecânicas

O disco intervertebral é formado essencialmente por uma matriz de fibras de colagénio e elastina, água e células dispersas pela matriz, responsáveis pela síntese e manutenção dos seus diferentes componentes.

A Figura 3.1 retrata, de uma forma pormenorizada, a constituição dos três componentes do disco:

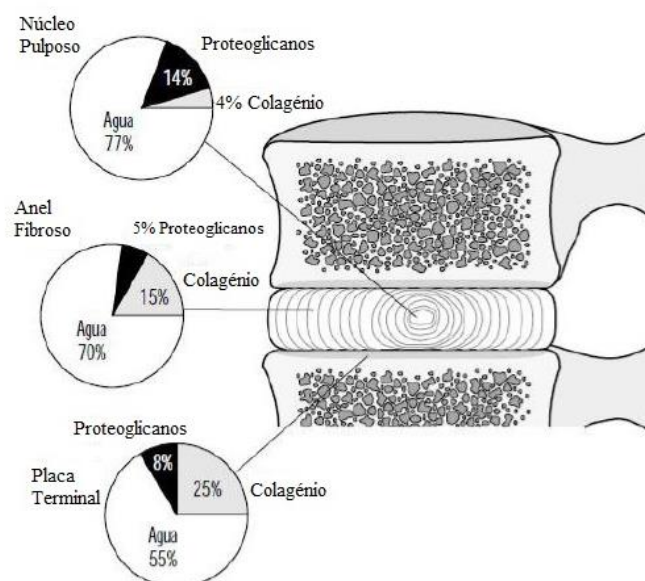


Figura 3.1 - Composição dos vários constituintes do disco intervertebral [12]

O núcleo pulposo, localizado na região central do disco, apresenta uma consistência gelatinosa. É constituído por uma matriz amorfa de mucopolisacarídeos, formada por uma rede livre de colagénio e uma concentração significativa de proteoglicanos. As fibras de colagénio tipo II e de elastina proporcionam a consistência da região central e da região circundante, composta por moléculas de proteoglicanos. Os proteoglicanos garantem ao

núcleo um alto componente hidrofílico, ou seja, de afinidade com a água. O núcleo exerce uma pressão osmótica negativa para absorver o fluido, proporcionando um estado de pré-tensão, que aumenta a sua capacidade em resistir às forças de compressão. O núcleo é osmoporo-visco-hiperelástico, maioritariamente isotrópico e quase incompressível. Devido à sua natureza não exclusivamente sólida ou fluída, é considerado um tecido bifásico [6, 7].

O anel fibroso é constituído por cerca de 20 anéis fibrocartilagosos que se encontram dispostos concentricamente, envolvendo e limitando o núcleo pulposo. Em cada anel, as fibras de colagénio vão estar orientadas segundo um ângulo de 30° com a horizontal. As fibras estão organizadas na mesma direção e de forma alternada em cada anel adjacente, assegurando ao disco a capacidade de suportar diferentes tipos de cargas. Podem ser distinguidas duas regiões no anel fibroso, região interior e exterior. A organização e concentração das fibras de colagénio vai diminuindo na direção do núcleo, o que resulta numa região interior do núcleo com menor rigidez do que a exterior.

As placas terminais são uma estrutura não uniforme que apresentam uma espessura de 0,6 mm. São fundamentalmente camadas finas de cartilagem hialina, constituídas por proteoglicanos, colagénio e água. Tem como principal função realizar a troca de nutrientes com os corpos vertebrais adjacentes [5, 6].

O núcleo pulposo e a região interna do anel fibroso comportam-se mecanicamente como um “fluido”, suportando grande parte da carga compressiva. Apenas uma fração desta é suportada pela região externa do anel fibroso, que se comporta mecanicamente como um “sólido”. Este tipo de solicitações leva a um aumento uniforme da pressão interna do núcleo, transformando as forças verticais em horizontais, causando uma deformação radial do anel imediata e brusca. Em paralelo, ocorrerá uma saída gradual do fluido existente no núcleo e no anel e, uma entrada de eletrólitos (sódio, potássio) no disco. Este aumento da pressão osmótica negativa evita que haja uma perda excessiva de fluidos do disco. Pode-se então considerar que o núcleo pulposo e o anel fibroso interno se comportam como um fluido pressurizado, enquanto o anel fibroso externo funciona como uma camada elástica, assegurando as características viscoelásticas do disco [7].

3.2 Biomecânica do Disco

A coluna vertebral, durante as atividades diárias, é constantemente sujeita a forças compressivas resultantes da ação da gravidade e cargas internas e externas. Estas forças

distribuem-se ao longo da coluna através do conjunto das unidades funcionais, que constituem um eficiente sistema biomecânico [7].

Do ponto de vista da biomecânica, o disco intervertebral é o meio de transmissão de cargas externas, entre as vértebras, num ambiente fisiológico, facilitando também a mobilidade da coluna. Durante o processo degenerativo, o disco sofre diferentes mudanças estruturais, tais como desidratação do núcleo pulposo e desintegração do anel fibroso. Estas mudanças estruturais conduzem a uma diminuição da altura do disco e afetam as respostas biomecânicas internas e globais [17].

As solicitações mecânicas a que a coluna é submetida, ocorrem ao longo do dia, mesmo em repouso ou durante o sono. A resposta de cada unidade funcional é grandemente influenciada pelo comportamento do disco e pela interação deste com as estruturas adjacentes. No entanto, a distribuição e as transferências das cargas dependem sempre do tipo de solicitação. O disco, devido à sua estrutura peculiar, apresenta propriedades de resistência à tração e à compressão.

Durante o carregamento, a pressão exercida vai sendo transferida desde o núcleo pulposo até aos elementos que o envolvem. O núcleo é então responsável por suportar as forças compressivas, enquanto o anel fibroso sustenta as tensões relativas à tração, como se confirma pela Figura 3.2:

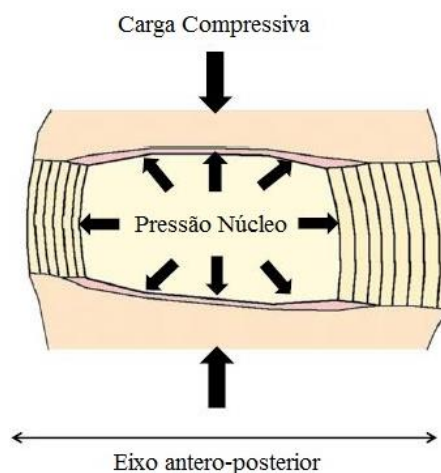


Figura 3.2 - Representação esquemática da distribuição de pressões do disco quando sujeito a uma carga compressiva [6]

O núcleo tem um comportamento biomecânico homogêneo e isotrópico, idêntico em todas as partes e direções. Isto significa que qualquer que seja a posição da coluna, a carga é transmitida de forma uniforme às placas terminais, evitando concentrações num determinado ponto.

As placas terminais não conseguem assegurar o suporte de cargas compressivas. No entanto, têm a capacidade de absorver parte da pressão original do núcleo. Desta forma, atuam como uma barreira física, estabelecendo a maioria das interações entre o disco e os corpos vertebrais [6, 16].

O disco intervertebral possui três principais propriedades: viscoelasticidade, histerese e armazenamento de energia. A viscoelasticidade permite ao disco retornar à sua forma inicial, depois de uma carga, a que estava inicialmente sujeito, ser retirada. A histerese dá-lhe a capacidade de perder energia quando sujeito a cargas repetitivas (vibração) e ciclos de carga/descarga (fadiga). O facto de conseguir armazenar energia permite que o núcleo retorne à sua forma inicial. Devido ao comportamento elástico das fibras de colagénio, quando a carga é aplicada estas recolhem-se, transmitindo a energia ao núcleo.

Para além do funcionamento generalizado do disco, explicado acima, é de se salientar como é que este se comporta nas diferentes situações de carga. Como tal, podem destacar-se cinco esforços principais aplicados no disco:

- **Compressão:** é o esforço mais presente na coluna vertebral. Este tipo de esforço leva a uma diminuição da altura do disco, provocando uma expansão radial que é resistida pelas fibras de colagénio. O núcleo impede o anel de se curvar, realizando de forma mais eficaz a transmissão da força da vértebra superior para a inferior. Apesar de também o núcleo apresentar uma tendência para se deformar, é limitado pelas placas terminais;

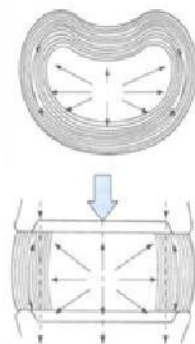


Figura 3.3 - Movimento de compressão aplicado no disco [4]

- Tração: não é um esforço tão comum, ocorrendo em determinadas situações como durante a prática de natação. O corpo vertebral move-se a uma distância igual em todos os pontos relativamente à outra superfície. Desta forma, todas as fibras resistem à extensão da mesma maneira. O disco acaba por não resistir tão bem à tração como à compressão, pois neste caso as propriedades oferecidas pelo núcleo não se verificam;

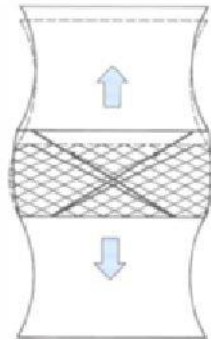


Figura 3.4 - Movimento de tração aplicado no disco [4]

- Corte: caracteriza-se por um movimento relativo (deslizamento) entre superfícies planas de vértebras adjacentes. Pode causar danos entre as placas do disco e as vértebras, quando ocorre com grande intensidade e num curto espaço de tempo. Este esforço é contrariado pelo anel fibroso, onde parte das fibras fica sob tensão e outra parte encurva. As fibras existentes na zona anterior e posterior do anel, apesar de com menos intensidade, contribuem para a sua resistência;

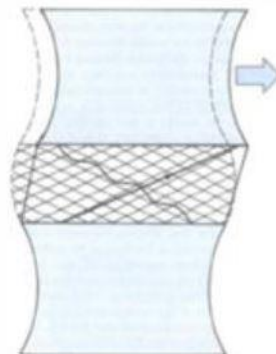


Figura 3.5 - Movimento de corte aplicado no disco [4]

- Flexão/Extensão: resulta de um momento aplicado no disco. A flexão pode também ser lateral esquerda ou direita. Quando se dá a flexão, a extremidade anterior do corpo comprime o disco encurvando as fibras, ao contrário do que acontece na extremidade oposta;



Figura 3.6 - Movimento de flexão aplicado no disco [4]

- Torção: pode ocorrer no sentido horário e anti-horário. Em ambos os casos metade das fibras irão esticar e metade encurvar.



Figura 3.7 - Movimento de torção aplicado no disco [4]

3.3 Degeneração e Envelhecimento

Degeneração é a designação atribuída às mudanças prejudiciais que ocorrem no funcionamento e estrutura do disco, causadas devido ao envelhecimento ou efeitos

ambientais. A região lombar é a secção mais vulnerável, pois é onde as cargas compressivas e a mobilidade da coluna vertebral são máximas [5].

A degeneração dos discos está diretamente relacionada com os problemas da coluna vertebral. Discos saudáveis são altamente hidratados e essenciais para o bem-estar do corpo humano, pois apresentam uma função de máxima importância para a coluna. Quando o disco sofre degeneração, tanto a estrutura como o comportamento mecânico dos seus três componentes sofrem alterações. O início da fase adulta é considerado como a altura mais preocupante para o aparecimento dos primeiros sintomas da degeneração.

Dependendo da severidade da degeneração, são atribuídas diferentes classificações. Esta classificação pode variar entre 0 e 4, ou mesmo entre 0 e 5, sendo grau 0 um disco saudável e grau 4 ou 5, consoante o modelo, um disco completamente degenerado [6, 13].

Os processos de envelhecimento e de degeneração do disco estão intimamente ligados, sendo difícil fazer uma distinção entre eles. O envelhecimento deverá englobar apenas as mudanças bioquímicas que ocorrem inevitavelmente, ao contrário da degeneração que implica uma degradação da estrutura e/ou função a desempenhar [18].

A diferença mais significativa entre estes dois processos é o comportamento das placas terminais, que no caso da degeneração pode mesmo chegar a uma destruição total destas. No caso do envelhecimento, as placas calcificam-se devido à diminuição da permeabilidade. No entanto, neste último esta diminuição não acontece de forma tão drástica [7, 12].

A degeneração deve ser considerada como uma expressão do estado em que se encontra o disco, e não tanto como um diagnóstico de uma doença. Tendo em conta os variados fatores responsáveis pela degeneração do disco, pode considerar-se uma etiologia multifatorial. São de destacar os seguintes fatores [5, 6, 19]:

- Envelhecimento: fragmentação e perda de proteoglicanos, redução das propriedades hidrofílicas dos tecidos e aumento da sua rigidez;
- Genéticos: determinados genes, que se sabe estarem envolvidos, afetam a composição biomecânica e resistência dos tecidos;
- Fatores mecânicos: cargas aplicadas de forma repetida podem levar à propagação de micro-fendas no osso e aparecimento de danos por fadiga, que se acumulam nos discos intervertebrais;
- Distúrbios metabólicos: tornam os discos mais vulneráveis e com menor capacidade de recuperação de danos mecânicos;

- Inflamação neurogénica;
- Problemas autoimunes;
- Infeções de baixo grau;
- Toxicidade;
- Problemas nutricionais.

A degeneração a longo prazo é manifestada por perda de água, nomeadamente no núcleo pulposo. Devido ao envelhecimento, o núcleo torna-se desidratado, rígido e fibroso, deixando de se comportar como um fluido pressurizado. Haverá uma maior quantidade de fissuras radiais no anel, podendo também verificar-se um desarranjo nas fibras e danos nas placas terminais. Uma das consequências mais preocupantes é a diminuição do espaço intervertebral, que pode ser causado por uma redução da altura dos discos e aumento da concavidade dos corpos vertebrais. Com o desenrolar do processo de degeneração e envelhecimento deixa de se conseguir distinguir o núcleo pulposo e o anel fibroso [5, 7].

A dor lombar é muito comum e pode ser classificada em seis categorias: mecânica (espondilolistese, estenose espinal), infecciosa (tuberculose), inflamatória (espondilite), metabólica (osteoporose), neoplásica (cancro) e visceral. Na maioria dos casos, as dores lombares apresentam causas mecânicas.

Existem várias patologias da coluna vertebral, podendo classificar-se consoante os elementos que afetam: apenas os discos intervertebrais ou toda a coluna. Esta última está normalmente associada a curvaturas anormais.

As patologias mais comuns da coluna vertebral seguem-se abaixo [12, 14, 20, 21]:

- Escoliose: Caracterizada por uma curvatura lateral da coluna vertebral, em que tanto os discos intervertebrais como os corpos vertebrais estão curvados. Quando vista de frente, a coluna fisiológica deve apresentar-se como sendo uma linha reta, enquanto que neste caso existem curvas tanto na região lombar como na torácica, podendo mesmo ocorrer em ambas. Pode surgir devido a um defeito congénito ou a uma doença neuromuscular. No entanto, na maioria dos casos a sua causa não é conhecida;
- Estenose Espinal: Estreitamento do canal vertebral que provoca uma compressão mecânica das raízes dos nervos espinais, dando origem à perda de reflexos, dor, ou

mesmo de sensibilidade. Pode ser causada por vários fatores como a protusão do disco no espaço do canal, formação de osso novo nas superfícies articulares (hipertrofia) e existência de artrite com inflamação de conjuntivos moles;

- Espondilolistese: Acontece quando uma vértebra sofre um deslizamento relativamente à vértebra inferior. Este desalinhamento da coluna leva a que o disco esteja submetido a cargas anormais, perdendo água e proteoglicanos. É considerada de alto grau para escorregamentos superiores a 50% e de baixo grau para percentagens inferiores a este valor;
- Espondilólise: Rotura da lâmina da vértebra, separando a junção da faceta do resto. A vértebra mais afetada é a L5, seguida da L4. Afeta cerca de 6-7% da população em geral, sendo uma das múltiplas causas de dores de costas;
- Prolapso Discal: Semelhante a uma hérnia discal, mas sem rompimento das margens do anel exterior. O espaço dedicado aos nervos diminui, causando dor;
- Hérnia Discal: Acontece quando existe uma rotura do anel, acompanhada da migração parcial ou completa do núcleo pulposo. A parte herniada pode comprimir a espinal medula ou os nervos raquidianos, comprometendo o seu funcionamento e causando dor;
- Espinha Bífida: Situação que decorre durante o desenvolvimento, quando as lâminas vertebrais não se chegam a unir total ou em parcialmente. Se esta patologia for bastante severa e envolver a espinal medula pode interferir com o normal funcionamento nervoso abaixo do nível atingido. É bastante comum o aparecimento deste defeito na região lombar.

A análise experimental da degeneração da coluna é bastante complicada, podendo mesmo ser impossível. Por esta razão, recorre-se a simulações numéricas para testar o efeito dos principais fatores mecânicos responsáveis pela degeneração [5, 19].

4 Teoria Não-linear e Hiperelasticidade

Este capítulo teve por base os trabalhos [22, 23, 24].

Os materiais podem dividir-se em elásticos e não elásticos. Essa classificação depende do comportamento durante o processo de descarga. Os materiais com comportamento elástico retomam a sua forma inicial depois de a carga que estava aplicada ser removida. Na outra situação, o mesmo não acontece.

Num modelo material elástico (ou Cauchy-elástico) a relação Tensão vs. Deformação é reversível, quer seja linear ou não. O estado de tensão em cada momento não depende da história da deformação, mas apenas do estado de deformação nesse momento. Além disso, não garante que o trabalho realizado pelo campo de tensões, durante um determinado intervalo de tempo, seja independente do percurso.

Os modelos de materiais hiperelásticos conseguem capturar o comportamento mecânico de materiais poliméricos, borrachas e diversos tecidos biológicos de forma bastante precisa. Como tal, para quantificar as cargas e deformações de um determinado material, recorre-se por norma a leis constitutivas.

O principal objetivo das teorias constitutivas consiste em desenvolver modelos matemáticos que descrevam, de forma mais exata, o comportamento de determinados materiais, para que no futuro seja possível prever o comportamento de materiais semelhantes.

No caso de elementos sólidos utiliza-se bastante o modelo elástico de Hooke para descrever o seu comportamento. No entanto, no caso de tecidos biológicos macios, este modelo não se adequa. Por esta razão, a hiperelasticidade apresenta-se como uma formulação bastante conveniente devido à sua simplicidade, constituindo uma base fundamental para modelos mais complexos.

4.1 Hiperelasticidade

A necessidade de um melhor entendimento da mecânica de tecidos macios devido ao seu comportamento não-linear, torna o uso de modelos constitutivos hiperelásticos pertinente.

A teoria não-linear da elasticidade constitui uma base teórica no estudo de materiais hiperelásticos. Neste contexto, é definida uma função de energia livre de Helmholtz (Ψ), que se designa uma função energia de deformação, sendo exclusivamente função do gradiente de deformação \mathbf{F} ($\Psi = \Psi(\mathbf{F})$) no caso de materiais homogêneos.

Sendo um material hiperelástico uma subclasse de materiais elásticos, pode definir-se o seu comportamento pela expressão:

$$\mathbf{P} = \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \quad (4.1)$$

onde \mathbf{P} se refere ao tensor das tensões de Piola-Kirchhoff.

Utilizando o tensor das tensões de Cauchy como $\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{P} \mathbf{F}^T$, e tendo em conta o determinante Jacobiano $J = \det \mathbf{F}$, obtém-se:

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \mathbf{F}^T = J^{-1} \mathbf{F} \left(\frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \right)^T \quad (4.2)$$

Estas equações permitem o estabelecimento de um modelo constitutivo, constituindo uma base para uma aproximação do comportamento de um material real.

A derivada da função escalar Ψ , para um dado tensor variável \mathbf{F} , refere-se ao tensor das tensões de Piola-Kirchhoff, \mathbf{P} . Admitindo agora que a função de energia de deformação tende para zero, no caso de não existir deformação, ou seja, $\mathbf{F} = \mathbf{I}$, pode escrever-se:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{I}) = 0 \quad (4.3)$$

Por observação e experimentação verifica-se que a energia de deformação aumenta com a deformação:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{F}) > 0 \quad (4.4)$$

As duas últimas equações asseguram que a configuração inicial apresenta uma tensão residual nula, estando livre de quaisquer tensões.

No entanto, a função escalar Ψ necessita de satisfazer condições de crescimento básicas. Fisicamente, é necessário energia de deformação infinita quer para expandir o corpo para uma dimensão infinita, quer para o comprimir para a dimensão de um ponto com volume desprezável.

Como tal,

$$\Psi(\mathbf{F}) \rightarrow +\infty, \quad \text{se } \det(\mathbf{F}) \rightarrow +\infty$$

$$\Psi(\mathbf{F}) \rightarrow +\infty, \quad \text{se } \det(\mathbf{F}) \rightarrow 0^+$$

É possível obter a forma reduzida destas equações constitutivas. Considerando a derivada da função de energia de deformação em função do tempo, $\Psi(\mathbf{F}) = \Psi(\mathbf{C})$, obtém-se a equação abaixo, recorrendo ao tensor das tensões de Cauchy:

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{F} \left(\frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \right)^T = 2J^{-1} \mathbf{F} \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T \quad (4.5)$$

No caso de se utilizar os primeiros (\mathbf{P}) ou segundos ($\mathbf{S} = \mathbf{P}/\mathbf{F}$) tensores das tensões de Piola-Kirchhoff, a forma reduzida apresenta as seguintes formas, respetivamente:

$$\mathbf{P} = 2\mathbf{F} \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.6)$$

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.7)$$

4.2 Hiperelasticidade de Materiais Incompressíveis

Materiais hiperelásticos incompressíveis apresentam a propriedade de se conseguirem deformar sem variação de volume, ou seja, $J = 1$.

A função energia de deformação pode ser assim definida por:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{F}) - p(J - 1) \quad (4.8)$$

em que p é um multiplicador de Lagrange desconhecido, que poderá ser designado por uma pressão hidrostática. Através de equações de equilíbrio e de condições fronteira é possível determinar o seu valor.

Diferenciando em ordem ao gradiente de deformação, é possível obter a equação constitutiva para o primeiro tensor das tensões de Piola-Kirchhoff. A partir desta consegue-se retirar as formas para o segundo tensor de Piola-Kirchhoff para o tensor das tensões de Cauchy. Estas três equações constitutivas definem as formas mais comuns para materiais hiperelásticos incompressíveis sujeitos a deformações finitas.

Primeiro tensor das tensões de Piola-Kirchhoff:

$$\mathbf{P} = -p\mathbf{F}^{-T} + \frac{\partial\Psi(\mathbf{F})}{\partial\mathbf{F}} \quad (4.9)$$

Segundo tensor de Piola-Kirchhoff:

$$\mathbf{S} = -p\mathbf{C}^{-1} + 2\frac{\partial\Psi(\mathbf{C})}{\partial\mathbf{C}} \quad (4.10)$$

Tensor das tensões de Cauchy:

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + \mathbf{F}\left(\frac{\partial\Psi(\mathbf{F})}{\partial\mathbf{F}}\right)^T \quad (4.11)$$

Quando um material é isotrópico e incompressível, deve ser considerado que o invariante

$$I_3 = \det(\mathbf{C}) = 1 \quad (4.12)$$

Como tal, as únicas variáveis são os dois invariantes principais I_1 e I_2 :

$$I_1 = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda} \quad (4.13)$$

$$I_2 = 2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} \quad (4.14)$$

A função Ψ é dada por:

$$\Psi = \Psi[I_1(C), I_2(C)] - \frac{1}{2}p(I_3 - 1) \quad (4.15)$$

onde p é um multiplicador de Lagrange indeterminado.

Derivando em ordem a \mathbf{C} , obtém-se as seguintes formas constitutivas:

$$\mathbf{S} = -p\mathbf{C}^{-1} + 2\left(\frac{\partial\Psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial\Psi}{\partial I_2}\right)\mathbf{I} - 2\frac{\partial\Psi}{\partial I_2}\mathbf{C} \quad (4.16)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + 2\frac{\partial\Psi}{\partial I_1}\mathbf{b} - 2\frac{\partial\Psi}{\partial I_2}\mathbf{b}^{-1} \quad (4.17)$$

Escrevendo a função Ψ em função dos alongamentos relativos principais:

$$\Psi = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) - p(J - 1) \quad (4.18)$$

Considerando $\partial J / \partial \lambda_a = J \cdot \lambda_a^{-1}$, obter-se-á:

$$\sigma_a = -p + \lambda_a \frac{\partial\Psi}{\partial \lambda_a} \quad (4.19)$$

4.3 Modelos Hiperelásticos Incompressíveis

Existem variados modelos capazes de simular o comportamento dos materiais hiperelásticos. Entre eles são de distinguir o modelo de Ogden, Mooney-Rivlin, Neo-Hooke e Yeoh. No entanto, somente será abordado o modelo Ogden e Neo-Hooke, tendo em conta o modelo numérico tridimensional de elementos finitos que irá ser abordado nas secções seguintes.

O modelo de Ogden apresenta uma boa correlação em casos de deformações elevadas. Devido à sua origem na Teoria Fenomenológica da Elasticidade de Ogden, a função energia de deformação é dada por:

$$\Psi = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (4.20)$$

Onde,

N – é um número inteiro positivo que determina o número de elementos da função;

μ_p – módulos de corte constantes;

α_p – constantes adimensionais.

Neste modelo existem $N \times 2$ constantes do material (μ_i, α_i) , que podem ser exprimidas por:

$$\mu_i = c_{2i-1} \quad (4.21)$$

$$\alpha_p = c_{2i} \quad (4.22)$$

Desta forma, a função energia de deformação pode apresentar a seguinte forma:

$$\Psi = \sum_{p=1}^N \frac{c_{(2i-1)}}{c_{2i}} (\lambda_1^{c_{2i}} + \lambda_2^{c_{2i}} + \lambda_3^{c_{2i}} - 3) \quad (4.23)$$

O modelo de Neo-Hooke é um caso particular do modelo de Ogden, em que $N = 1$ e $\alpha_p = 2$. Foi obtido por considerações estatísticas através do estudo de borracha vulcanizada. A função energia de deformação apresenta a forma geral:

$$\Psi = C_1(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) = C_1 (I_1 - 3) \quad (4.24)$$

O módulo de corte pode ser determinado recorrendo à relação $c_1 = \mu/2$.

5 Modelo Numérico Tridimensional de Elementos Finitos

Esta dissertação tem como principal objetivo o estudo do comportamento mecânico da unidade funcional L4-L5, mais propriamente do disco intervertebral. Para tal, foi utilizado um modelo numérico preexistente, desenvolvido por uma aluna da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, no âmbito da dissertação “Biomecânica da coluna vertebral” [25]. Este modelo foi analisado e estudado, tendo em seguida sofrido alterações relativamente à obtenção do anel fibroso do disco, nomeadamente das fibras de colagénio.

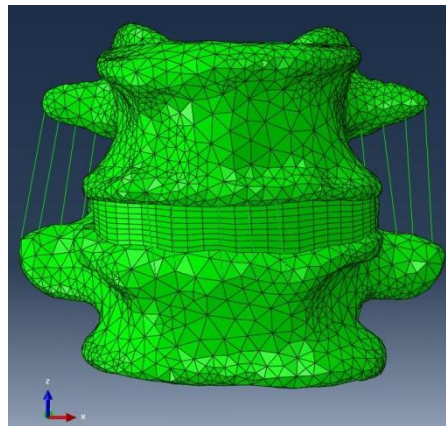
Nas secções seguintes será apresentado o modelo numérico a partir do qual este estudo se baseou, os seus componentes e respetivas propriedades mecânicas.

5.1 Obtenção dos Componentes

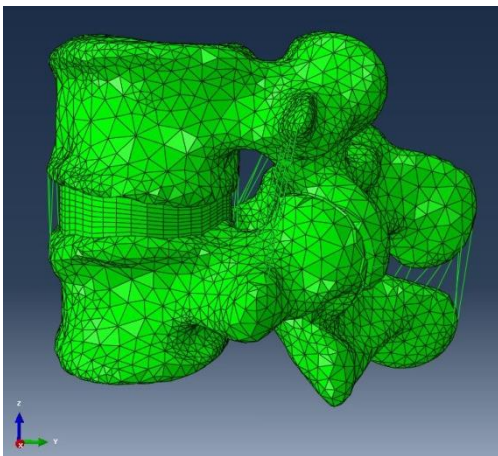
O modelo utilizado – Figura 5.1 – é um modelo tridimensional, de elementos finitos da unidade funcional das vértebras L4 e L5. É constituído por duas vértebras lombares (L4 e L5), um disco intervertebral situado entre elas, juntas vertebrais e respetivos ligamentos. O disco intervertebral é ainda formado por um núcleo pulposo, anel fibroso e duas placas terminais.

A geometria das vértebras foi obtida através de uma tomografia computadorizada e convertida em ficheiros *.stl* para que depois pudesse ser possível trabalhar o componente em softwares de pré-processamento para elementos finitos. As vértebras foram suavizadas, utilizando um software de aplicação de Engenharia, para que fosse possível obter a malha de elementos finitos pretendida.

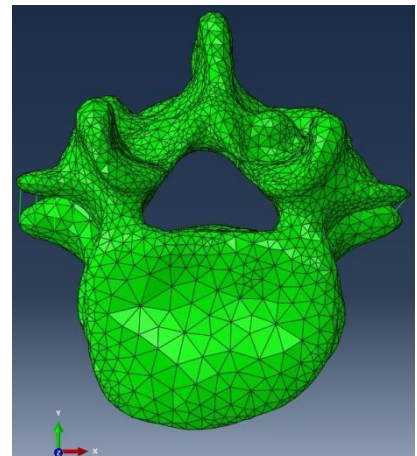
A malha de elementos tetraédricos de 4 nós, C3D4, foi criada através do software Abaqus/Cae. Foram consideradas como corpos rígidos e o modelo foi exportado para ficheiros *.inp*. Desta forma foi possível utilizar o Abaqus/Cae e realizar alterações diretamente na sua programação.



a)



b)



c)

Figura 5.1- Modelo numérico 3D de elementos finitos: a) vista frontal; b) vista lateral; c) vista superior

A geometria do disco – Figura 5.2 – foi criada usando a superfície inferior da vértebra L4. A partir de uma elipse desenhada, extrudindo-se esta até à superfície superior da vértebra L5. Tendo em consideração uma relação volumétrica entre o núcleo e anel de 3:7, foi desenhado um círculo no centro da elipse com raio de 30% do volume total. O disco encontra-se dividido em quatro quadrantes, para criar uma malha mais refinada – Figura 5.3. A malha utilizada é formada por elementos híbridos hexaédricos tridimensionais de 8 nós, C3D8H. As fibras do

anel foram modeladas como elementos de barra (T3D2), que trabalham apenas à tração, e que foram embebidas numa matriz de substância viscosa da cada camada anelar respetiva. O anel é formado por 13 camadas anelares, com cada barra composta por 4 elementos, ou seja, por 5 nós.

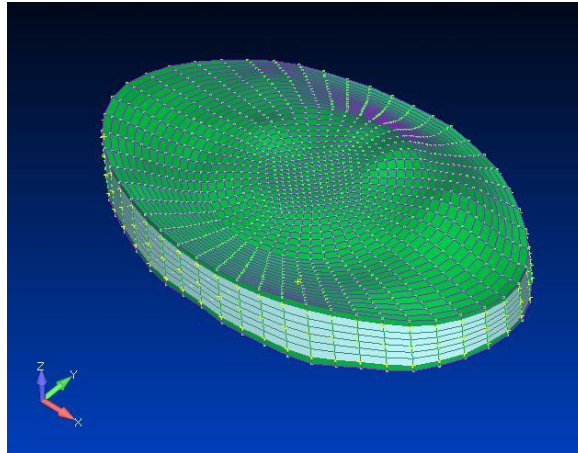


Figura 5.2 – Modelo do disco intervertebral e respetiva malha

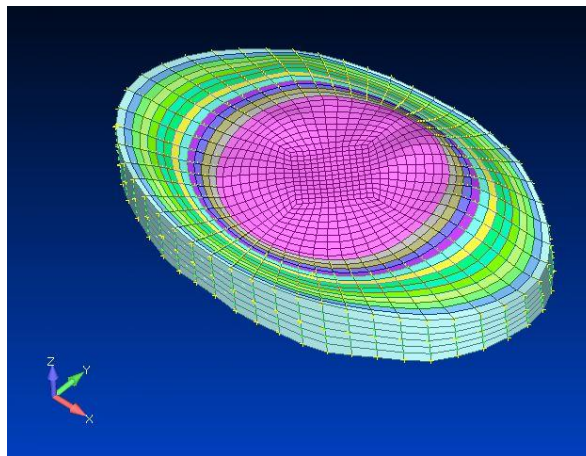


Figura 5.3 - Malha do disco intervertebral (núcleo e anel fibroso)

A malha das placas cartilaginosas foi criada considerando-se a primeira e a última camada de elementos do disco.

Os ligamentos foram modelados como elementos de barra de 2 nós (T3D2) que, tal como as fibras de colagénio, só trabalham à tração.

Para entrar em consideração com as articulações, foram utilizadas camadas de elementos, em cada uma das apófises inferiores da vértebra L4 e outra na apófise superior da vértebra L5. A malha é formada por elementos híbridos hexaédricos tridimensionais de 6 nós, C3D6H.

5.2 Propriedades Estruturais e Mecânicas dos Constituintes

Depois de explicado como foi criado o modelo utilizado, vão ser apresentadas com mais detalhe as dimensões de cada componente para tornar o seguimento e a compreensão das próximas secções mais inteligível. Serão também apresentadas as propriedades mecânicas – Tabela 5.1 a 5.6 - que se encontravam previamente definidas.

Tabela 5.1 – Dimensões das vértebras

Vértebras	Largura (mm)	Profundidade Sagital (mm)	Altura (mm)
L4	50	34,35	28,5
L5	63	36,5	27

O disco apresenta uma relação volumétrica 3:7 entre o núcleo e o anel. O anel fibroso é constituído por 13 camadas. Cada fibra é formada por 4 elementos de barra, 5 nós no total.

Tabela 5.2 - Dimensões do disco intervertebral

Componentes	Área de secção (mm²)	Volume (mm³)
Disco Intervertebral	1613,09	13921
Núcleo	476,45	4112
Anel	1136,64	9745

Na Tabela 5.3 encontram-se as propriedades mecânicas atribuídas ao modelo em causa. Todos os componentes têm comportamento elástico à exceção do núcleo e do anel, que são considerados como sendo materiais hiperelásticos.

Tabela 5.3 - Propriedades mecânicas das vértebras [4]

Vértebras	Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson ν
L4	12000	0,3
L5	12000	0,3

As vértebras não apresentam distinção entre o osso trabecular e o osso cortical. São consideradas corpos rígidos constituídos por osso cortical apenas.

Tabela 5.4 - Propriedades mecânicas do disco intervertebral [4, 32, 33]

Componentes	Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson ν	Área da Secção (mm ²)
Fibras camada 1-2	550	0,3	0,23
Fibras camada 3-4	495	0,3	0,23
Fibras camada 5-6	440	0,3	0,19
Fibras camada 7-8	420	0,3	0,19
Fibras camada 9-10	385	0,3	0,09
Fibras camada 11-12-13	360	0,3	0,09
Núcleo Pulposo	<u>Hiperelástico</u> : Modelo de Neo-Hooke: C10=0,12 MPa D=0,03 MPa-1		
Anel Fibroso	<u>Hiperelástico</u> : Modelo de Ogden, ordem = 3: $\mu_1=0,45536$ $\alpha_1=0,4411$ $d_1=8,76456E-03$ $\mu_2=0,00146$ $\alpha_2=16,0769$ $d_2=0$ $\mu_3=-1,28931E-04$ $\alpha_3=-9.34948$ $d_3=0$		
Placas Terminais	<u>Hiperelástico</u> : Modelo de Ogden, ordem = 3: $\mu_1=0,45536$ $\alpha_1=0,4411$ $d_1=8,76456E-03$ $\mu_2=0,00146$ $\alpha_2=16,0769$ $d_2=0$ $\mu_3=-1,28931E-04$ $\alpha_3=-9.34948$ $d_3=0$		

Cada par de camadas anelares, com exceção das últimas 3 camadas, apresenta as mesmas propriedades mecânicas. O módulo de elasticidade e a área de secção das fibras vai variando e diminuindo à medida que nos aproximamos do núcleo, para representar que estas se tornam mais finas e flexíveis.

Tabela 5.5 - Propriedades mecânicas das juntas intervertebrais [4]

Componentes	Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson ν
Juntas Intervertebrais	5,5	0,4

Tabela 5.6 - Propriedades mecânicas dos ligamentos [4, 31]

Ligamentos	Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson ν	Área da Secção (mm ²)
ALL	20	0,3	53
PLL	20	0,3	16
ITL	60	0,3	1,8
ISL	10	0,3	26
SSL	10	0,3	23
LF	20	0,3	67
JC	8	0,3	43,8

5.3 Condições Fronteira

A unidade funcional é solicitada a vários esforços que mais à frente vão ser simulados. Para tal, é necessário que as diferentes condições fronteira estejam corretamente definidas, devido aos movimentos relativos desempenhados por determinados componentes e ao local onde as cargas vão estar aplicadas.

As placas terminais e as vértebras deverão ser solidárias umas com as outras. Como tal, foi assegurada uma restrição entre a face inferior da vértebra L4 e a face superior da placa adjacente, e entre a face superior da vértebra L5 e a face inferior da outra placa. Desta forma quando uma das superfícies se desloca, a outra desloca-se com ela.

Quando forem realizadas as simulações relativas aos diferentes esforços a que a coluna vertebral é sujeita, a aplicação das cargas será na vértebra L4. Posto isto, a vértebra L5 necessita de estar encastrada. Este processo foi realizado impossibilitando que os nós da superfície inferior da vértebra L5 de se mexerem.

Ainda relacionado, foi considerado um ponto de referência – Figura 5.4 – no centro da vértebra L4, aonde se acoplaram todos os nós da superfície superior da vértebra a ele. Esta

opção permite impor uma restrição de acoplamento cinemático ou distribuir uma carga, entre um nó de referência e um grupo de nós situados sobre uma superfície.

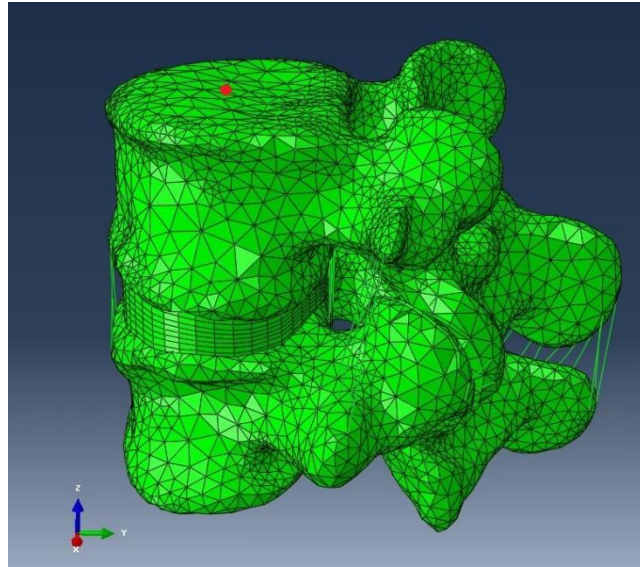


Figura 5.4 - Nó de referência

Foi criado também um par de condições fronteira adicional, entre as superfícies das juntas intervertebrais, para assegurar restrições de contacto.

6 Novo Modelo Numérico Tridimensional de Elementos Finitos

Depois de utilizado um modelo tridimensional já existente de uma unidade funcional, e de se analisarem os vários componentes e respectivas propriedades mecânicas, procedeu-se às mudanças que foram propostas no desenvolvimento desta dissertação.

O modelo mantém o mesmo número de componentes. É formado pelas vértebras lombares L4 e L5, um disco intervertebral e respetivos ligamentos. O disco é o único elemento que sofreu alterações, mais propriamente o anel fibroso.

Estas alterações tiveram por base a utilização de um comando interno do *Abaqus*, em alternativa aos elementos de barra que constituíam as fibras de colagénio do anel fibroso.

Foram levados a cabo variados testes de forma a compreender o funcionamento do comando, a influência dos seus parâmetros e como este afetava o modelo em questão. Tendo em conta as propriedades das fibras e do próprio anel, procurou-se encontrar uma solução ótima para representar as fibras de colagénio do anel fibroso.

6.1 Comando *Rebar*

Este comando é utilizado como método alternativo para definir *rebars*, isto é, definir um reforço, como propriedade do elemento em cascas, membranas e elementos sólidos contínuos [26].

Esta opção, no caso de elementos sólidos contínuos, é constituída por 5 parâmetros, que devem ser especificados durante a sua utilização:

- Elset: conjunto de elementos
- Área de secção dos *rebars*
- Distância entre *rebars*
- Orientação dos *rebars*: medida em graus

- Distância fracional: posiciona os *rebars* no elemento
- Aresta principal
- Direção isoparamétrica

A aresta principal e a direção isoparamétrica são definidas em função da ordem dos nós do elemento (conectividades nodais). As várias combinações possíveis encontram-se na Figura 6.1 e na Tabela 6.1:

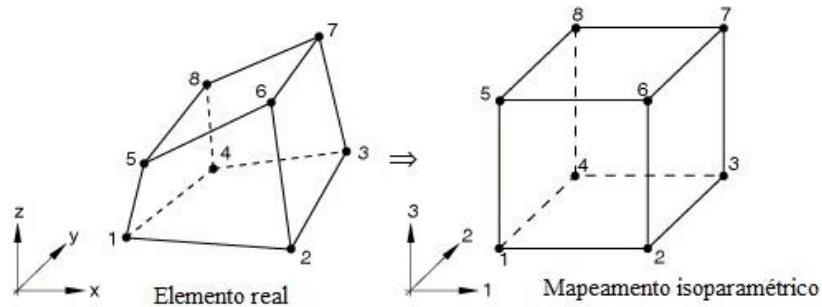


Figura 6.1 - Representação esquemática do mapeamento isoparamétrico de um elemento

Tabela 6.1 - Direções isoparamétricas e respectivas arestas

Direção isoparamétrica	Número da aresta	Nós constituintes
<u>Direção 1</u>	1	1-4
	2	4-8
	3	8-5
	4	5-1
Paralelo à aresta 1-2 Intersecta a face 1-4-8-5		
<u>Direção 2</u>	1	1-5
	2	5-6
	3	6-2
	4	2-1
Paralelo à aresta 1-4 Intersecta a face 1-5-6-2		
<u>Direção 3</u>	1	1-2
	2	2-3
	3	3-4
	4	4-1
Paralelo à aresta 1-5 Intersecta a face 1-2-3-4		

Este comando, para representação das fibras do anel, torna-se vantajoso em relação aos elementos de barra, na medida em que permite a fácil alteração e variação de determinados

parâmetros, como a inclinação e o espaçamento entre as fibras. Além disso, é mais fácil de processar, tornando as simulações numéricas mais rápidas. Devido à sua difícil visualização, num primeiro contacto a sua utilização pode tornar-se mais complicada.

6.2 Funcionamento Geral do Comando *Rebar*

6.2.1 Influência das Direções Isométricas e Respetivas Arestas Principais

Apesar de existirem variadas combinações relativamente às direções isométricas e às diferentes arestas, nem todas vão apresentar efeitos significativos, ou mesmo algum tipo de alterações no elemento. No entanto, isso deve-se principalmente à direção da carga ou deslocamento aplicado.

Procedeu-se então aos variados testes num provete exemplo, ilustrado na Figura 6.2, de modo a ser mais fácil de analisar os resultados. As suas dimensões e propriedades mecânicas encontram-se na Tabela 6.2 e 6.3.

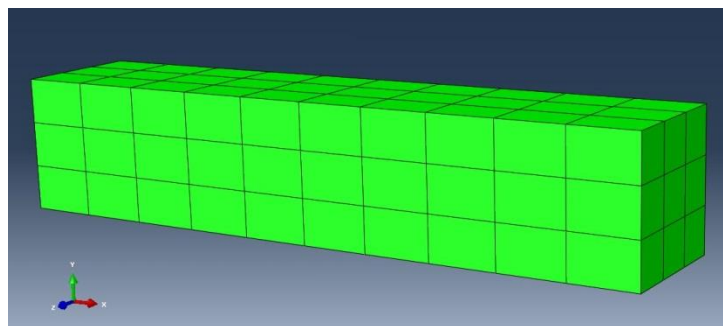


Figura 6.2 - Provete exemplo

Tabela 6.2 - Dimensões do provete exemplo

Comprimento (mm)	Largura (mm)	Altura (mm)
50	10	10

Tabela 6.3 - Propriedades mecânicas do provete exemplo

Componentes	Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson ν	Área da Secção (mm ²)
Matriz	1000	0,3	-
Rebars	30000	0,3	1

Os *rebars* foram colocados a uma inclinação de 30° com a horizontal, e com um espaçamento de 5,0. A face esquerda do provete foi fixada e um deslocamento de 5 mm em X foi aplicado aos nós da extremidade direita. Para assegurar que a extremidade direita só se deslocava nesta direção, os movimentos em Y e Z foram restringidos.

Na Figura 6.3 encontra-se a distribuição dos nós dos elementos constituintes do provete exemplo.

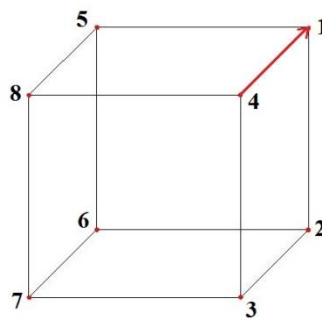
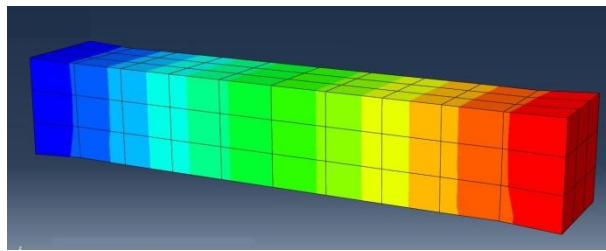
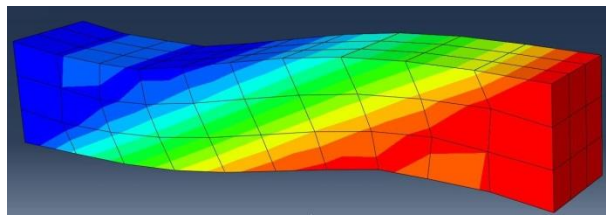


Figura 6.3 - Numeração dos nós de cada elemento do provete exemplo

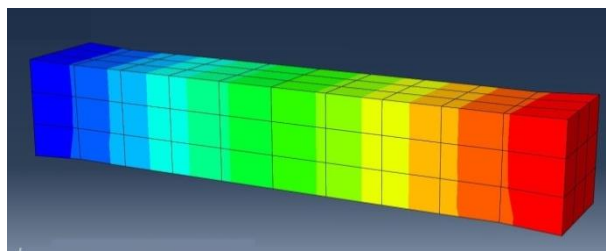
Nas Figuras 6.4 a 6.6, ilustra-se o campo de deslocamentos em X do provete para as diferentes direções e arestas, necessárias para a definição do plano e orientação dos reforços. Depois de definido o plano que contém os rebars e a aresta em relação à qual é definida a orientação, escolheu-se uma orientação de 30° para os *rebars*. O deslocamento na direção da carga é nulo no lado esquerdo do provete e máximo (5 mm) no lado direito, aumentando gradualmente de uma extremidade para a outra.



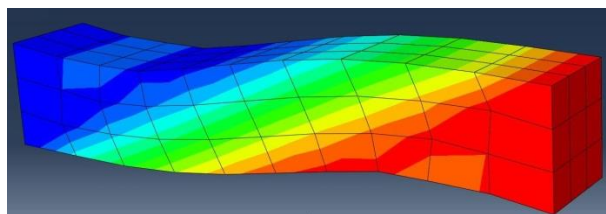
a)



b)

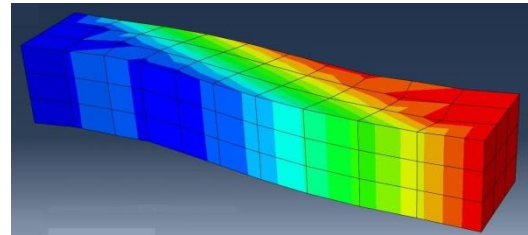


c)

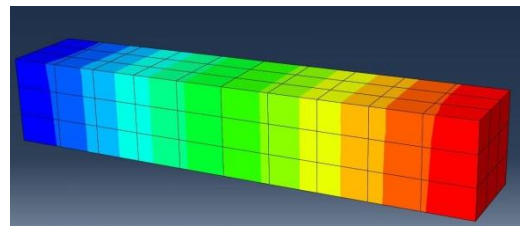


d)

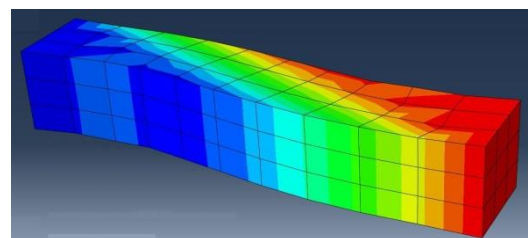
**Figura 6.4 - Direção 1: a) aresta 1; b) aresta 2;
c) aresta 3; d) aresta 4**



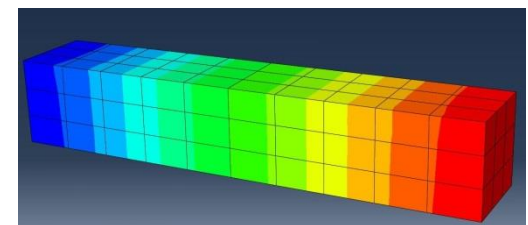
a)



b)

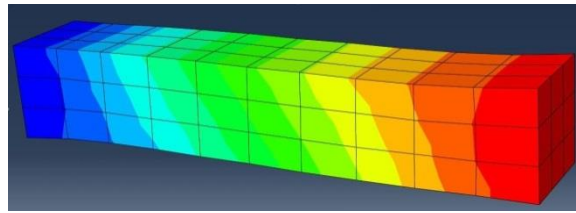


c)

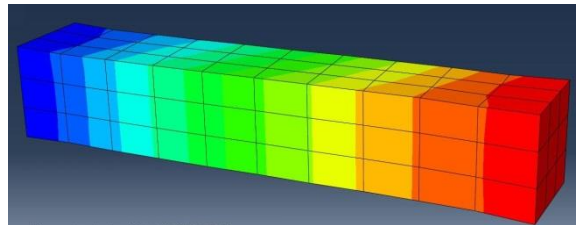


d)

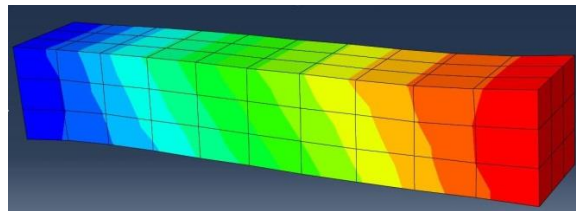
**Figura 6.5 - Direção 2: a) aresta 1; b) aresta 2;
c) aresta 3; d) aresta 4**



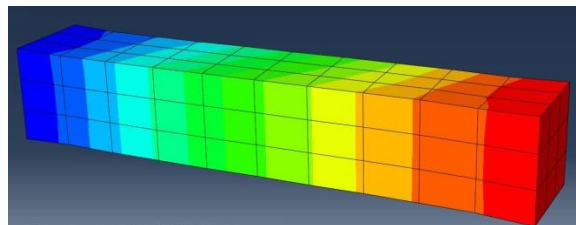
a)



b)



c)



d)

Figura 6.6 - Direção 3: a) aresta 1; b) aresta 2; c) aresta 3; d) aresta 4

Como seria de esperar, nem todas as direções vão responder da mesma maneira. No caso da direção 1 e aresta 1 e 3, e direção 2 e aresta 2 e 4, o plano das fibras é perpendicular ao eixo segundo o qual o deslocamento é aplicado. Por esta razão, o campo de deslocamentos do provete não apresenta nenhuma influência da presença de *rebars*.

Além disso, é também de reparar que dentro de cada direção são obtidos os mesmos planos de *rebars* para arestas diferentes duas a duas. Por exemplo, para o caso da direção 1 e aresta 2 ou direção 1 e aresta 4, os resultados obtidos e a distribuição do campo de deslocamentos são iguais.

6.2.2 Funcionamento da Inclinação

A inclinação é um dos parâmetros do comando *Rebar* com mais interesse. A sua variação permite simular diferentes situações e, como tal, é necessário entender por que aresta esta se rege.

Tendo isto em conta, recorreu-se novamente ao provete exemplo e aplicou-se uma carga de compressão de 1000 N, na face direita. Em adição, foi utilizado o comando “No Compression”. Esta opção, quando ativada, não permite que os elementos em questão trabalhem à compressão. Por esta razão, no caso em que os *rebars* se encontram na direção da carga, quando a opção “No Compression” é ativada, o deslocamento deverá ser maior do que quando esta está desativada. No caso em que os *rebars* se encontrarem na perpendicular, o deslocamento do provete será o mesmo, independentemente de estes estarem à compressão ou não.

Para o caso em questão, foi escolhido um plano vertical para posicionar os *rebars*, direção 1 e aresta 2. Realizou-se simulações para as inclinações de 0° e 90°, onde se obteve os resultados da Tabela 6.4:

Tabela 6.4 - Deslocamentos obtidos para fibras a 0° e a 90°

Inclinação	Deslocamento máx (mm) “No Compression” desativado	Deslocamento máx (mm) “No Compression” ativado
0°	-1,185	-7,295
90°	-6,995	-6,995

Como se pode observar, quando a inclinação dos *rebars* é de 0°, o deslocamento modifica-se. Isto indica que os reforços se encontram na horizontal e, como tal, deixando de trabalhar à compressão o deslocamento aumenta. Pode então afirmar-se que a inclinação dos *rebars* é realizado em relação à aresta fornecida, e não à estabelecida pela direção isométrica. Neste caso, a aresta escolhida foi a aresta 2, ou seja, a aresta constituída pelos nós 4-8.

6.2.3 Funcionamento do Espaçamento

Um outro parâmetro que é de interesse estudar é o espaçamento entre os *rebars*. Como este parâmetro não apresenta unidades definidas no manual do software, este estudo passou por tentar encontrar uma relação entre esta variável e o número de *rebars*.

Para tal, foi considerado novamente um provete exemplo, mas constituído apenas por 1 elemento. Os resultados deste modelo foram depois comparados com um elemento de barra de 2 nós (T3D2), representativo apenas do reforço. O objetivo foi tentar conciliar os dois modelos e perceber quando é que estes obtinham um deslocamento igual, no caso em que era aplicada uma carga à compressão de 1000 N em cada um dos 4 nós da face direita do elemento do provete, e portanto de 4000 N no elemento de barra.

O elemento do provete exemplo manteve as mesmas propriedades mecânicas, que foram anteriormente mencionadas. O elemento de barra apresenta as propriedades mecânicas dos *rebars* e encontrava-se encastrado na extremidade oposta à da carga. No entanto, para simular a presença do mesmo número de reforços, a sua área de secção foi sendo alterada, utilizando um processo iterativo, para tentar chegar à relação entre o espaçamento e o número de *rebars*.

Na Tabela 6.5 encontram-se as dimensões e propriedades mecânicas dos dois componentes:

Tabela 6.5 - Propriedades mecânicas do provete e do elemento de barra

Componentes		Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson v	Área da Secção (mm ²)	Comprimento (mm)	Largura (mm)	Altura (mm)
Elemento Proвете	Matriz	1000	0,3	-	50	10	10
	Rebars	30000	0,3	1			
Barra		30000	0,3	variável	50	-	-

Tal como foi indicado anteriormente, procedeu-se à variação do espaçamento dos *rebars* e tentou perceber-se como é que o deslocamento variava. Na Tabela 6.6 encontram-se alguns dos valores obtidos no caso do provete exemplo:

Tabela 6.6 - Deslocamentos obtidos para diferentes espaçamentos dos *rebars* incorporados no elemento do provete

Espaçamento	Deslocamento em X (mm)
0,5	0,333
1	0,666
2	1,333

Através do deslocamento é possível obter a área de *rebars*, recorrendo à seguinte expressão:

$$\frac{F (N)}{A (mm^2)} = E (MPa) * \frac{\Delta L (mm)}{L (mm)} \quad (6.1)$$

F – Força total aplicada (4000N)

A – Área de *rebars*

E – Módulo de Elasticidade dos *rebars* (30000 MPa)

ΔL – Variação do comprimento (deslocamento em X)

L – Comprimento inicial (50 mm)

Realizando os cálculos para os três casos acima, obteve-se a Tabela 6.7:

Tabela 6.7 – Cálculo da área de total de *rebars* obtido a partir da equação (6.1)

Espaçamento	Deslocamento em X (mm)	Área de <i>rebars</i> (mm²)
0,5	0,333	20
1,0	0,666	10
2,0	1,333	5

Como seria de esperar, quanto menor o espaçamento mais concentrados estariam os reforços e, conseqüentemente, a área de *rebars* seria maior. Este aumento de reforços levaria também a uma diminuição do deslocamento pelas mesmas razões.

Tendo estes resultados em conta, a área de secção do elemento de barra foi sendo alterada, recorrendo a um processo iterativo, chegando à seguinte relação:

$$\text{Espaçamento} * \text{Número Rebars} = \text{Altura do elemento do provete} \quad (6.2)$$

Para confirmar os resultados obtidos, irá ser utilizado como exemplo o caso do elemento do provete com espaçamento de rebars igual a 2,0, ilustrado na Figura 6.7:

Espaçamento = 2,0
Deslocamento em $X = 1,333 \text{ mm}$
Área de *rebars* = 20 mm^2

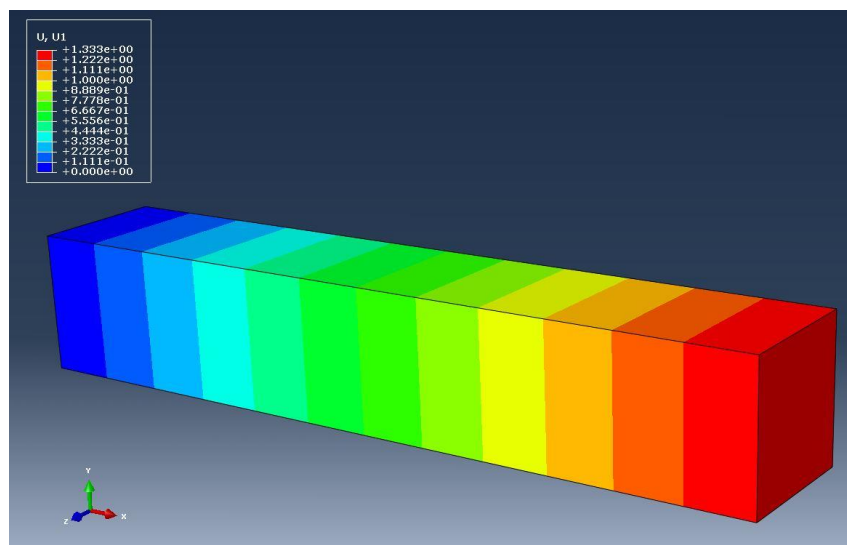


Figura 6.7 - Campo de deslocamentos em X do elemento do provete

$$\text{Número de rebars} = \frac{\text{Altura do elemento do provete}}{\text{Espaçamento}} = \frac{10}{2,0} = 5 \text{ rebars} \quad (6.3)$$

Agora, utilizando o elemento de barra, sabe-se que para uma área de secção de valor igual à área de 5 *rebars*, o deslocamento obtido terá de ser igual ao obtido acima, ou seja, 1,333 mm.

$$\text{Área de secção barra} = \text{Área da secção rebar} * N^{\circ} \text{ de rebars} = 1,0 * 5 = 5 \text{ mm}^2 \quad (6.4)$$

Na Figura 6.8 ilustra-se o resultado obtido, que como se esperava foi de um deslocamento igual a 1,333mm.

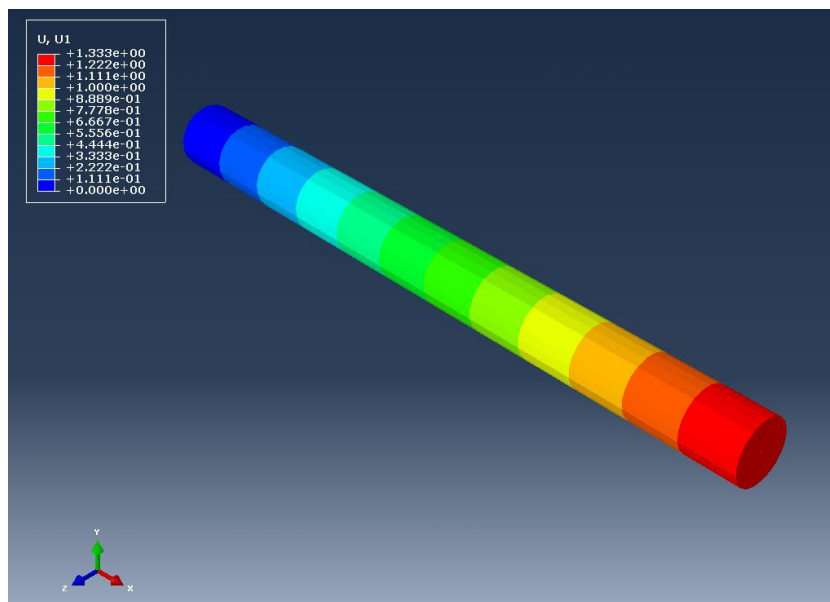


Figura 6.8 - Campo de deslocamentos em X do elemento de barra

6.3 Influência dos *Rebars*

Seria de interesse para o desenvolvimento deste estudo perceber e visualizar como é que a presença deste reforço altera o comportamento dos elementos.

Desta forma, foram realizadas simulações para dois casos distintos: compressão e tração. A carga aplicada apresentava uma magnitude de -1000 N no primeiro caso, e 1000 N no segundo. Numa das faces o provete encontrava-se fixo e na outra foi aplicada a carga. As propriedades mecânicas, mais uma vez, são as apresentadas na Tabela 6.3.

Foi escolhido um plano para posicionar os *rebars*, direção 1 e aresta 2. Além disso, estes foram colocados a 0° para que coincidisse com a direção da carga.

De uma forma mais detalhada, este processo consistiu em três etapas principais: Numa primeira fase o reforço não foi aplicado, ou seja, os elementos eram apenas constituídos pela matriz. Numa segunda fase, o comando *Rebar* foi ativado e as fibras trabalhavam à compressão. Finalmente, manteve-se o reforço ativo mas foi imposto que estes não trabalhassem à compressão (comando “No Compression” ativado). Estas três etapas foram levadas a cabo para o caso de uma carga aplicada à compressão e à tração.

Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 6.8:

Tabela 6.8 - Deslocamentos em X do provete em diferentes situações, quando aplicadas cargas à compressão e tração

	Sem Fibras	Presença de fibras a trabalhar à compressão	Presença de fibras a não trabalhar à compressão
Compressão	-7,296 mm	-1,185 mm	-7,295 mm
Tração	10,392 mm	1,248 mm	1,248 mm

Como seria de esperar, o facto de as fibras se encontrarem ou não à compressão afeta apenas a situação em que a carga imposta se encontra também à compressão. Além disso, quando imposta uma carga desta natureza, e as fibras não trabalharem à compressão, obtém-se um valor muito semelhante ao caso em que estas são inexistentes. Como não podem trabalhar à compressão a sua presença é insignificante, e o valor é praticamente o mesmo.

Finalmente, a presença de reforço é mais evidente no caso da tração. Como se pode observar, quando o provete é apenas formado pela matriz, o valor do deslocamento aumenta de 1,248 mm para 10,392 mm.

7 Resultados Numéricos para o Segmento Lombar L4-L5

Depois do estudo detalhado da utilização e potencialidades do reforço que está a ser abordado ao longo deste trabalho, neste capítulo vai procurar-se encontrar uma solução ótima para representar as fibras do anel. No final, irá proceder-se à validação do modelo e às simulações relativas aos movimentos suportados pela coluna no nosso quotidiano.

Para tal recorreu-se à utilização de um plano vertical, que contém fibras na horizontal quando a sua inclinação é igual a 0° . Tendo em conta que os elementos não apresentam todos a mesma direção principal ou contagem de nós, foram criados dois grupos distintos e as designações dos planos foram adaptadas a cada um dos casos.

7.1 Estudo da Influência dos Parâmetros Espaçamento e Inclinação no Comportamento Biomecânico do Segmento Lombar L4-L5

7.1.1 Influência da Inclinação

A inclinação das fibras, como já foi anteriormente mostrado, é de grande importância e interesse para o desenvolvimento de um estudo mais preciso e completo nesta área. Desta forma, mostrou-se pertinente perceber como é que o disco intervertebral reagia quando a inclinação das suas fibras sofria variações.

Foi aplicada uma carga à compressão de -500 N, no ponto de referência (Figura 5.4) da unidade funcional. As diferentes inclinações simuladas, para além dos valores mais relevantes, foram escolhidas tendo como base a literatura especificada [27, 28, 29]. O valor do espaçamento foi fixado em 5,0.

As medições foram realizadas no ponto ilustrado na Figura 7.1:

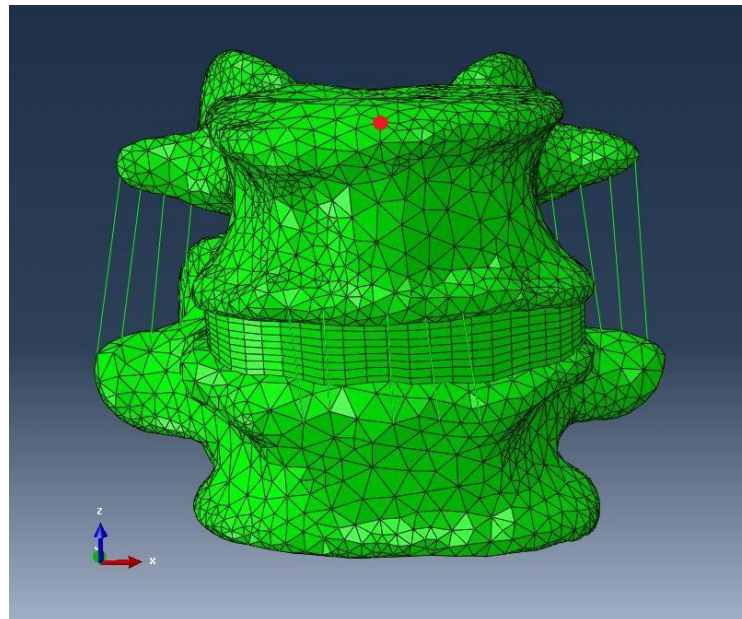


Figura 7.1 - Nó onde é medido o deslocamento axial

Os resultados encontram-se na Tabela 7.1:

Tabela 7.1 – Deslocamentos axiais obtidos para diferentes inclinações, quando aplicada uma carga à compressão

Inclinação	Deslocamento axial em Z (mm)
0°	0,211
30°	0,216
45°	0,226
65°	0,253
90°	0,263

Apresentando graficamente os valores acima, obtém-se a curva ilustrada na Figura 7.2:

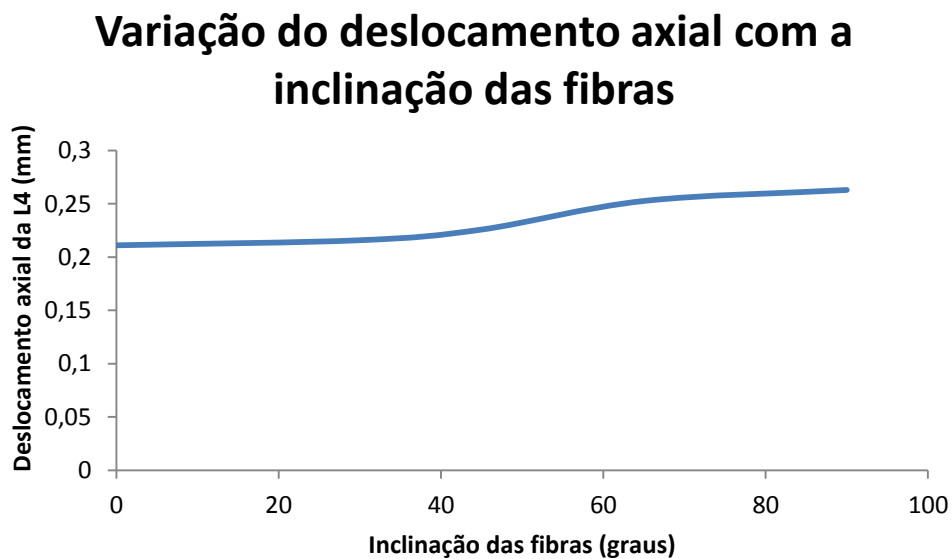


Figura 7.2 - Variação do deslocamento axial com a inclinação das fibras, quando aplicada uma carga à compressão

Como as fibras do disco intervertebral trabalham apenas à tração, foi imposto um movimento de extensão para comparar com os resultados obtidos em cima. Foi aplicado, no ponto de referência (Figura 5.4), um momento em X de magnitude -20 Nm.

A Tabela 7.2 retrata os deslocamentos angulares obtidos no ponto de referência:

Tabela 7.2 - Ângulos de rotação obtidos para diferentes inclinações, quando aplicada uma carga à extensão

Inclinação	Ângulo de rotação (graus)
0°	2,810
30°	2,807
45°	2,796
65°	2,700
90°	2,397

Graficamente, os valores obtidos descrevem a curva representada na Figura 7.3:

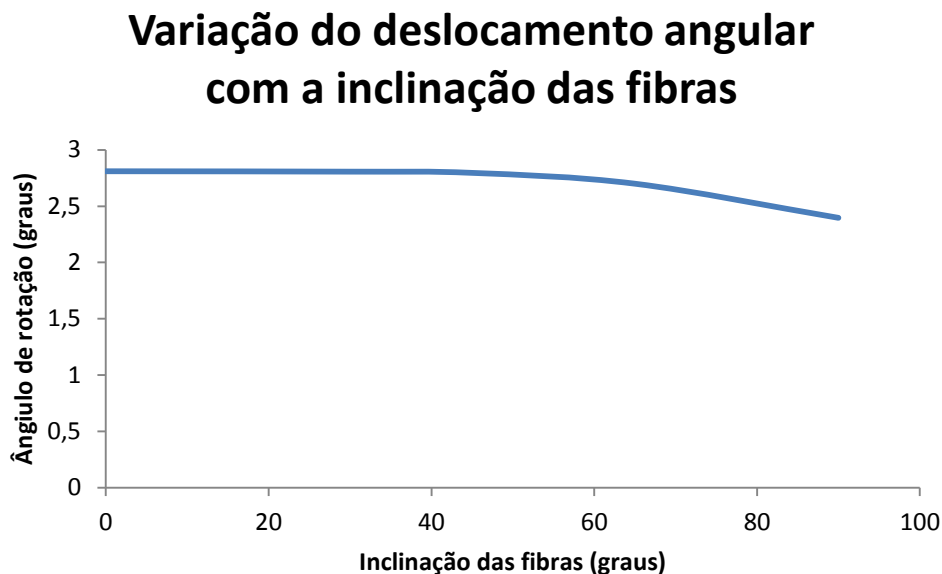


Figura 7.3 - Variação do ângulo de rotação com a inclinação das fibras, quando aplicada uma carga à extensão

Como se pode observar, em ambos os casos existe um ponto de inflexão aos 45°. Tendo em conta que as fibras apenas trabalham à tração, quando uma carga à compressão é aplicada, é de esperar que quanto mais próximas estiverem as fibras da posição vertical, maior será o deslocamento da vértebra L4.

No caso da extensão, o ângulo de rotação diminui com a aproximação da posição vertical por parte das fibras de colagénio. O que significa que o disco se encontra mais resistente.

7.1.2 Influência do Espaçamento

O espaçamento entre as fibras está intimamente ligado à resistência do anel fibroso. Quanto menor o espaçamento entre as fibras, maior a resistência do anel e menor o deslocamento que o disco sofre quando imposto a uma determinada solitação.

Para estudar a atuação do espaçamento, procedeu-se à realização de simulações para os mesmos casos em que se testou a influência da inclinação. Desta vez, mantendo uma inclinação de 45° e variando o espaçamento entre 0,2 e 50,0.

Os resultados para o caso da compressão encontram-se na Tabela 7.3:

Tabela 7.3 - Deslocamentos axiais obtidos para diferentes espaçamentos, quando aplicada uma carga à compressão

Espaçamento	Deslocamento axial em Z (mm)
0,2	0,121
0,5	0,144
0,8	0,160
1,0	0,168
2,5	0,203
5,0	0,226
7,5	0,236
10	0,243
20	0,254
50	0,262

Ilustrando graficamente os valores acima, obtém-se a seguinte curva da Figura 7.4:

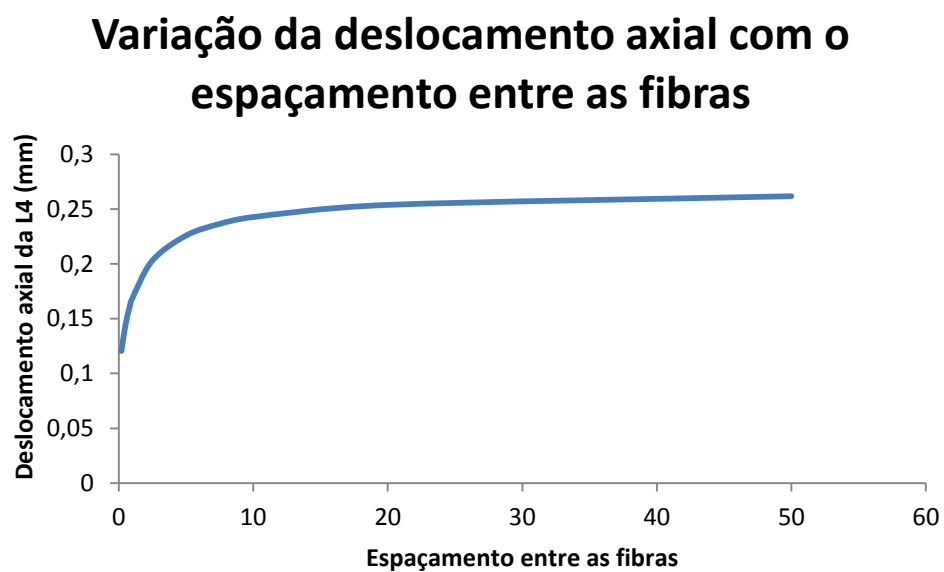


Figura 7.4 - Variação da deslocamento axial com o espaçamento entre as fibras, quando aplicada uma carga à compressão

Quando aplicada uma carga à extensão, os resultados não diferiram muito. Os mesmos estão apresentados na Tabela 7.4:

Tabela 7.4 - Ângulos de rotação obtidos para diferentes espaçamentos, quando aplicada uma carga à extensão

Espaçamento	Ângulo de rotação (graus)
0,2	2,755
0,5	2,763
0,8	2,769
1,0	2,772
2,5	2,786
5,0	2,796
7,5	2,801
10	2,803
20	2,809
50	2,809

Como seria de esperar, a partir de um determinado valor de espaçamento, a distância entre as fibras é tão grande que a sua presença e influência é praticamente nula. Por esta razão, o valor do deslocamento acaba por estabilizar, como se vê pela Figura 7.5:

Variação da deslocamento angular com o espaçamento entre as fibras

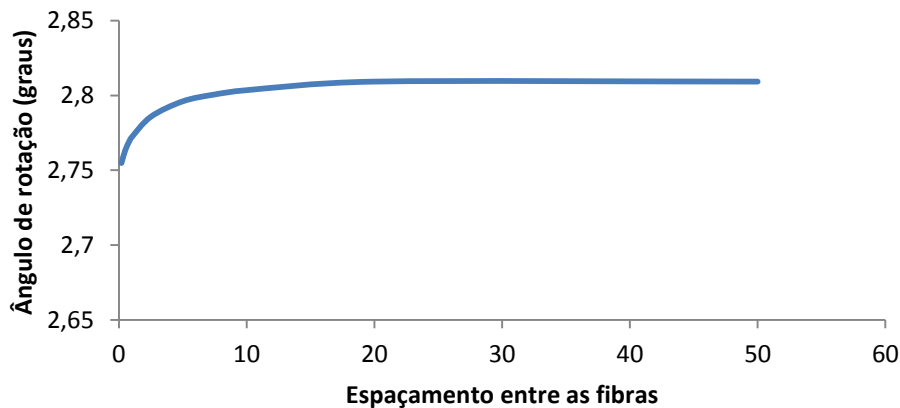


Figura 7.5 - Variação do ângulo de rotação com o espaçamento entre as fibras, quando aplicada uma carga à extensão

Comparando esta situação com o caso de um anel fibroso constituído apenas pela matriz, ou seja, sem qualquer atuação de fibras, será de esperar que os deslocamentos obtidos nesta última situação sejam bastante semelhantes aos de quando o espaçamento das fibras tende para os 50,0.

A Figura 7.6 retrata uma comparação, para o caso de uma carga aplicada à compressão, entre o gráfico da Figura 7.4 e o deslocamento de uma unidade funcional com um anel constituído apenas pela matriz.

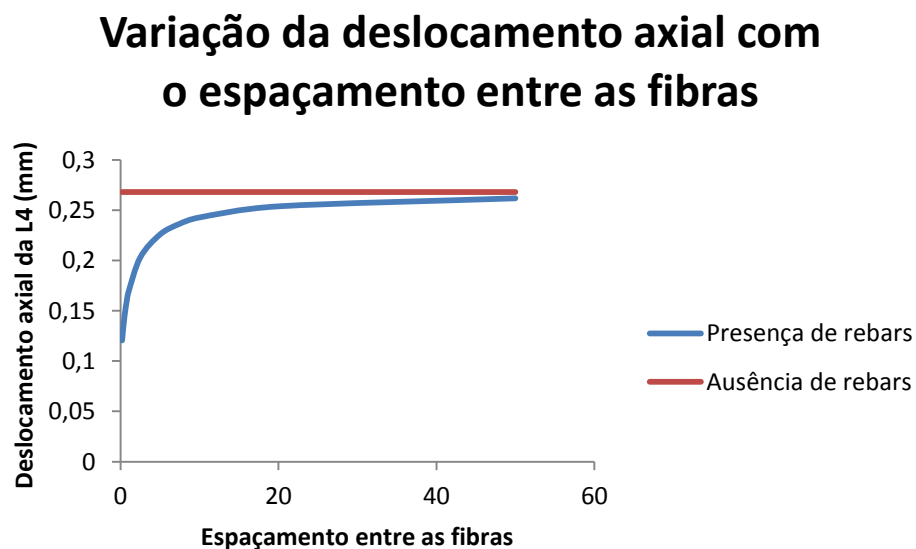


Figura 7.6 – Influência da presença de fibras e variação do deslocamento axial com a inclinação destas (carga à compressão)

Tendo em conta uma carga aplicada à extensão, obteve-se os resultados da Figura 7.7:

Variação da deslocação angular com o espaçamento entre as fibras

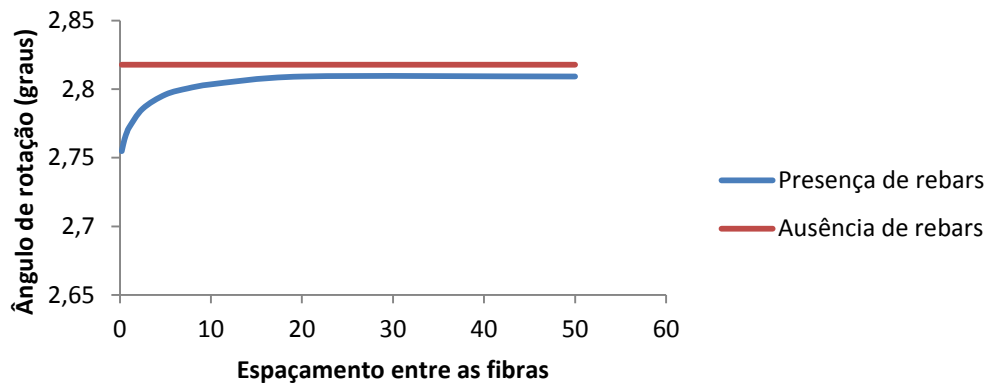


Figura 7.7 - Influência da presença de fibras e variação do ângulo de rotação com a inclinação destas (carga à extensão)

Observando ambas as figuras, repara-se que as funções se aproximam. No entanto, nunca chegam a tomar o mesmo valor. Por esta razão, pode concluir-se que quando o espaçamento assume um valor bastante elevado, embora a relação utilizada para calcular o número de *rebars* tenda para zero, a presença das fibras nunca deixa de ser totalmente insignificante.

Como as fibras trabalham apenas à tração, no caso da compressão existe uma maior aproximação das duas funções. Desta forma, a presença das fibras é mais acentuada quando a coluna é sujeita a um esforço à extensão. Pode então dizer-se que a atuação dos *rebars* é assim assegurada, por muito reduzida que seja.

7.1.3 Conclusões e Especificação dos Resultados Obtidos

Como foi mencionado em secções anteriores, o anel fibroso do disco intervertebral é composto por fibras de colagénio orientadas segundo um ângulo de 30° com a horizontal, tendo sido esse o valor considerado para a inclinação das fibras no modelo. Sabe-se ainda que estas ocupam uma percentagem de aproximadamente 15% na constituição do anel.

Tendo em conta o volume total do anel presente no modelo, e considerando a percentagem acima, foi considerado um volume de fibras de 1461,75 mm³. Supondo que todas as camadas anelares apresentam o mesmo número de fibras, recorrendo ao número de elementos onde serão incorporados os *rebars*, obteve-se um volume de 0,39 mm³ por elemento.

$$\text{Volume fibras por camada} = \frac{\text{Volume total fibras}}{\text{N}^{\circ} \text{ camadas}} = \frac{1461,75}{13} = 112,44 \text{ mm}^3 \quad (7.1)$$

$$\text{Volume fibras por elemento} = \frac{\text{Volume fibras por camada}}{\text{N}^{\circ} \text{ elementos}} = \frac{112,44}{288} = 0,39 \text{ mm}^3 \quad (7.2)$$

Como o disco não exibe uma forma regular, recorreu-se a um valor aproximado de 0,7 mm para a altura dos vários elementos. Recorrendo à expressão matemática (6.3) obteve-se os diferentes valores de espaçamento, apresentados na Tabela 7.5:

Tabela 7.5 - Valores de espaçamentos obtidos para cada camada anelar

Camada anelar	Área de secção	Comprimento elemento (mm)	Nº rebars	Espaçamento
1	0,23	3,03	0,55	1,16
2	0,23	2,92	0,58	1,12
3	0,23	2,82	0,60	1,08
4	0,23	2,72	0,62	1,04
5	0,19	2,62	0,78	0,83
6	0,19	2,52	0,81	0,80
7	0,19	2,42	0,85	0,77
8	0,19	2,32	0,88	0,73
9	0,09	2,21	1,96	0,33
10	0,09	2,11	2,05	0,32
11	0,09	2,01	2,16	0,30
12	0,09	1,80	2,41	0,27
13	0,09	1,70	2,55	0,26

Como seria de esperar, o espaçamento das fibras deveria ser bastante reduzido, tendo em conta que as fibras se encontram densamente compactadas no anel. Desta forma, os resultados obtidos mostram-se coerentes com a literatura que este estudo teve por base.

7.2 Estudo do Comportamento Biomecânico do Segmento Lombar L4-L5 Sujeito a Diferentes Carregamentos

7.2.1 Validação do Modelo

É comum recorrer-se a dados experimentais quando se pretende validar um modelo de elementos finitos. Para o caso em questão, foi utilizado um conjunto de literatura diversa, relativa a resultados experimentais *in vitro* e resultados obtidos através de modelos numéricos em elementos finitos. Tendo em conta os diferentes movimentos e esforços a que a coluna vertebral é sujeita, foram levadas a cabo simulações numéricas para cada caso. No final, os resultados obtidos foram comparados e analisados.

Estudaram-se esforços à compressão, extensão, flexão, flexão lateral e torção. Nas secções seguintes encontram-se os procedimentos e resultados obtidos para os diferentes tipos de carga aplicados. Tendo em conta que na bibliografia em questão apenas são disponibilizados resultados sobre a forma de gráficos, os mesmos serão utilizados na análise de resultados.

De uma forma geral, está explicitado na Tabela 7.6 as condições de carga utilizadas.

Tabela 7.6 - Condições de carga e grandezas medidas (validação do modelo)

	Compressão	Extensão	Flexão	Flexão Lateral	Torção
Carga aplicada	500 N	10 Nm	10Nm	10Nm	10Nm
Grandeza medida	Deslocamento axial em <i>Z</i>	Deslocamento angular em <i>X</i>	Deslocamento angular em <i>X</i>	Deslocamento angular em <i>Y</i>	Deslocamento angular em <i>Z</i>

Compressão

Recorreu-se aos dados de [2] para validar o modelo pretendido. Foi aplicada uma carga de -500 N no nó de referência – Figura 5.4 – que foi distribuída ao longo da superfície superior da vértebra L4.

As medições dos valores do deslocamento axial máximo foram realizadas no nó especificado na Figura 7.1. Na Figura 7.8, é possível fazer a comparação das diferentes curvas de cada modelo.

Como se pode observar, os resultados obtidos apresentam uma tendência semelhante aos da literatura. Quando a carga aplicada atinge os 500 N, o deslocamento obtido no caso em estudo (0,131 mm) aproxima-se dos resultados de Brown et. al e de Markolf et. al. No entanto, este valor é ainda um bocado distante e inferior aos restantes.

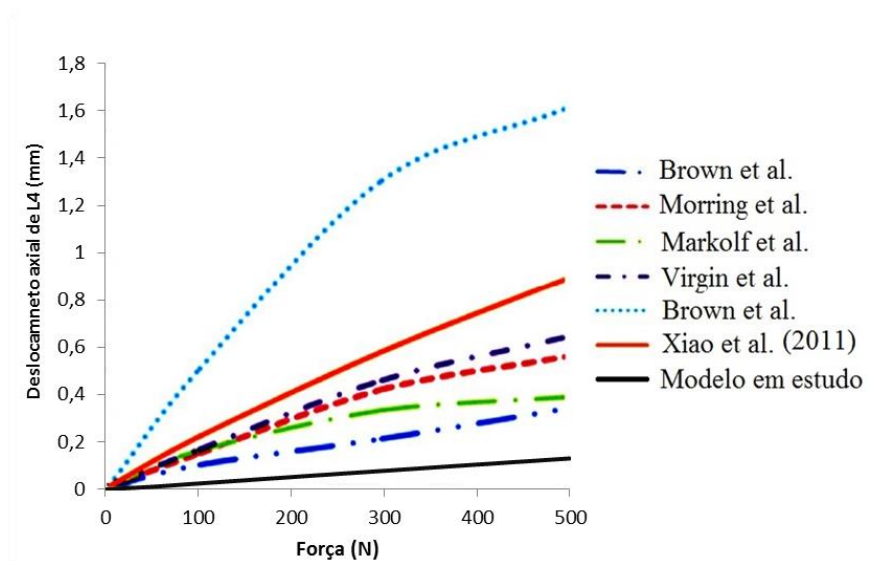


Figura 7.8 – Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (compressão)

Extensão

Para o caso da extensão foi aplicado no nó de referência um momento de -10 Nm. Neste caso, o deslocamento angular máximo foi medido no nó de referência, especificado na Figura 5.4.

Os resultados obtidos quando a unidade funcional é sujeita a estes esforços são apresentados e comparados com a literatura na Figura 7.9.

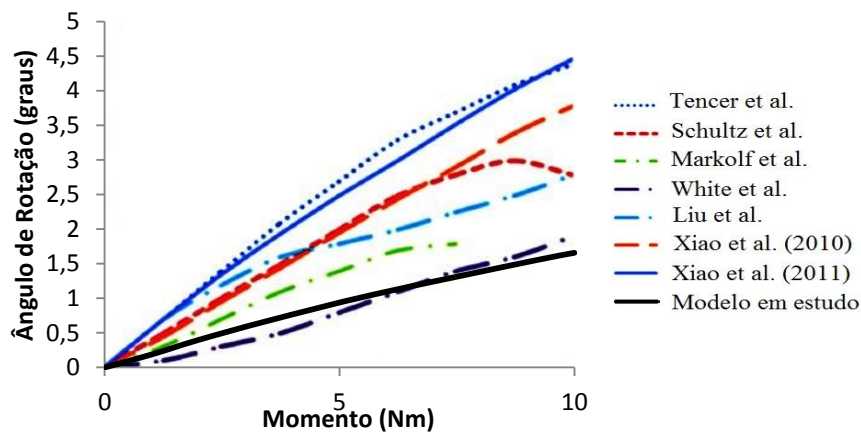


Figura 7.9 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (extensão)

Mais uma vez, a função obtida apresenta um comportamento semelhante aos resultados da bibliografia, mais precisamente de White et. al. Apesar de o valor do ângulo de rotação ($1,658^\circ$), quando o momento de extensão é de 10 Nm, ser inferior aos restantes resultados, o comportamento obtido aproxima-se mais da literatura do que no caso da compressão.

Flexão

Tal como no caso da extensão, foi aplicado no nó de referência um momento torsor em X , mas desta vez de 10 Nm. O deslocamento angular máximo foi medido, mais uma vez, no nó de referência, especificado na Figura 5.4.

A comparação dos resultados é realizada na Figura 7.10:

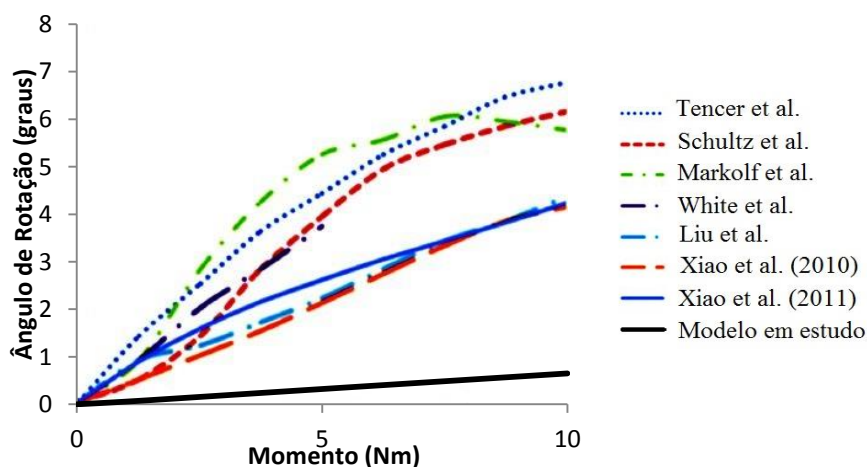


Figura 7.10 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (flexão)

Como se pode observar, o valor do ângulo de rotação ($0,650^\circ$) aos 10 Nm é bastante inferior ao que seria de esperar. A função obtida no modelo em estudo apresenta valores bastante díspares dos restantes resultados.

Flexão Lateral

Aplicou-se um momento de 10 Nm, distribuído por toda a superfície superior da vértebra L4. Quando a carga aplicada é máxima, o deslocamento angular toma o valor de $1,33^\circ$. Este valor máximo de deslocamento angular, medido no nó de referência (Figura 5.4), é apresentado e comparado com a literatura no gráfico da Figura 7.11.

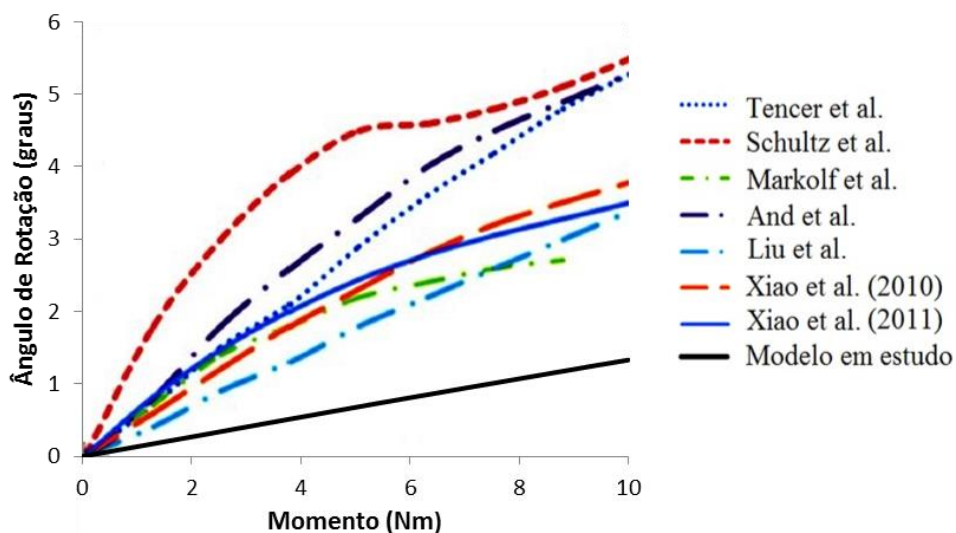


Figura 7.11 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (flexão lateral)

Torção

Finalmente, no caso da torção, foi aplicado um momento de 10 Nm em Z no nó de referência (Figura 5.4). Os resultados provenientes desta rotação da L4 em relação a L5 encontram-se na Figura 7.12:

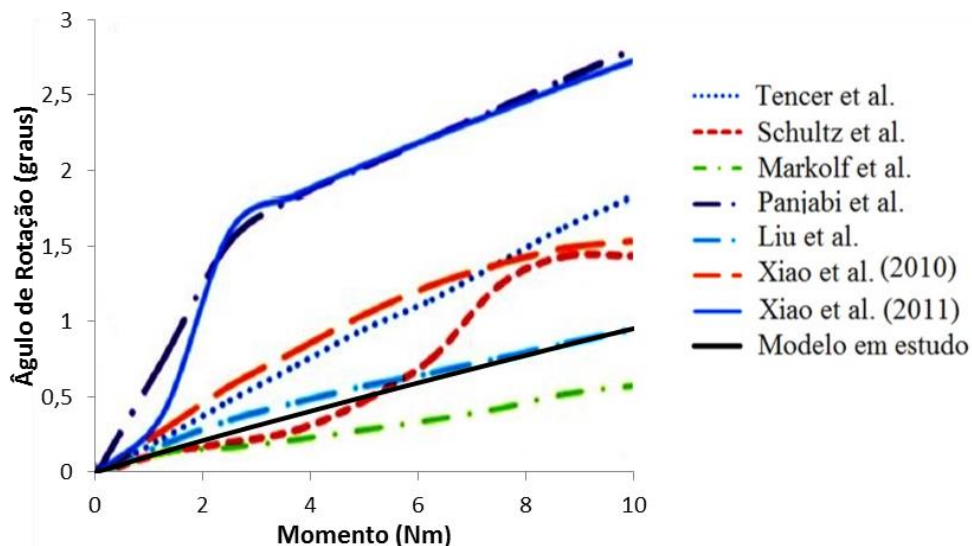


Figura 7.12 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura (torção)

Para um momento aplicado de 10 Nm, obteve-se um ângulo de rotação de 0,952°. A função obtida tem um comportamento bastante próximo dos resultados em geral, mas em particular com os de Liu et. al.

Depois de analisados individualmente todos os esforços, e comparados os valores obtidos do modelo em estudo com os da literatura, pode concluir-se que o modelo em questão não reproduz da melhor forma o comportamento da unidade funcional L4-L5. Tendo em conta que o espaçamento das fibras foi obtido através de uma aproximação, o valor deste deverá ser modificado de forma a obter resultados mais próximos.

Observando novamente o estudo realizado ao nível da influência do espaçamento dos *rebars* (Figura 7.4 e 7.5), tanto no caso da compressão como da extensão, a partir de um espaçamento igual a 20,0 o valor do deslocamento axial e do ângulo de rotação estabilizam. Além disso, serão também levadas a cabo outras simulações tendo desta vez em conta a área de secção dos ligamentos. No final, deverá concluir-se qual dos modelos reflete melhor o comportamento do segmento lombar das vértebras L4-L5.

Foram então realizadas cinco simulações diferentes:

1º Caso: Caso de estudo anteriormente efetuado (Figura 7.8 a 7.12);

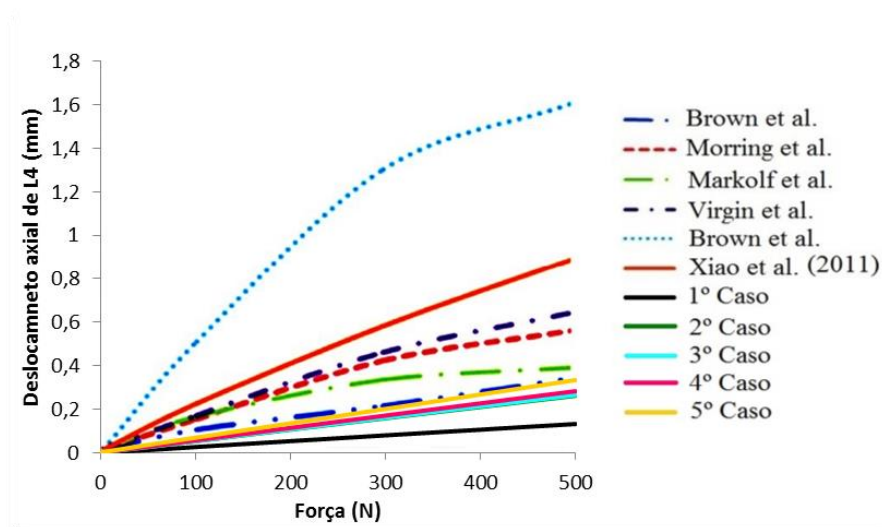
2º Caso: Assumiu-se que o valor do espaçamento da camada anelar nº13 possuía um espaçamento de *rebars* igual a 20.0, e a partir desse valor obteve-se os espaçamentos referentes às restantes camadas;

3º Caso: Manteve-se o espaçamento do 2º caso e diminui-se em 20% a área de secção de todos os ligamentos;

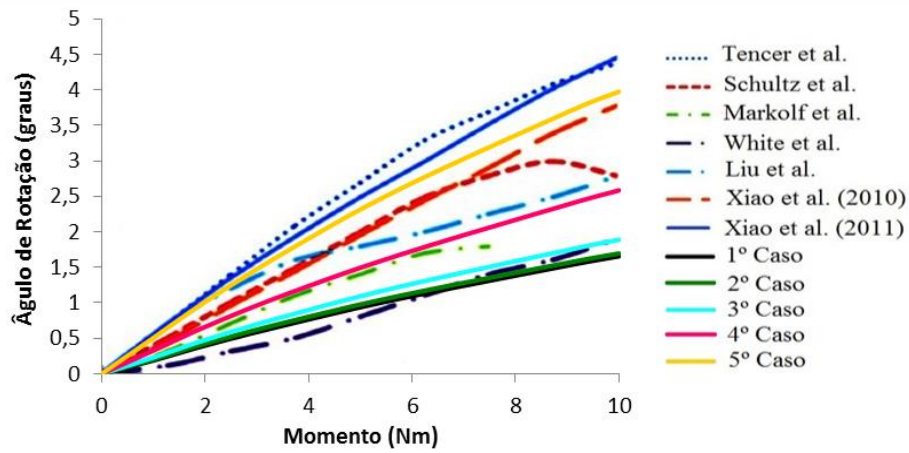
4º Caso: Manteve-se o espaçamento do 2º caso e diminui-se em 60% a área de secção de todos os ligamentos;

5º Caso: Manteve-se o espaçamento do 2º caso e diminui-se em 90% a área de secção de todos os ligamentos;

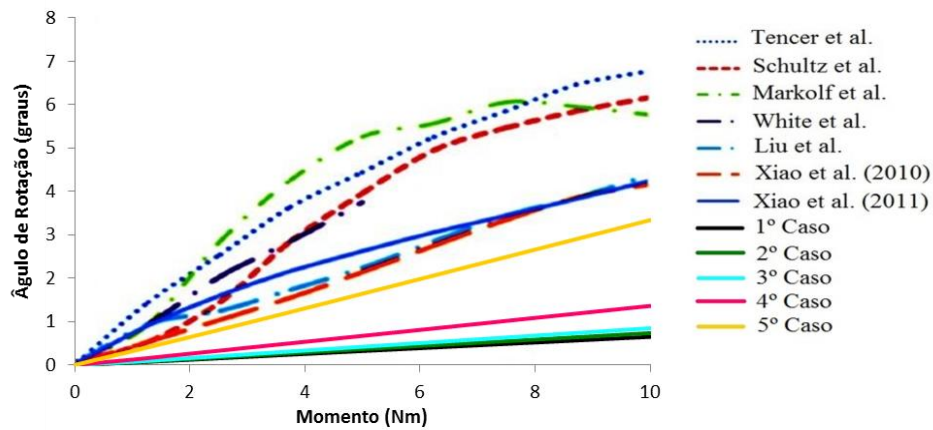
Os resultados para os vários esforços podem ser observados na Figura 7.13:



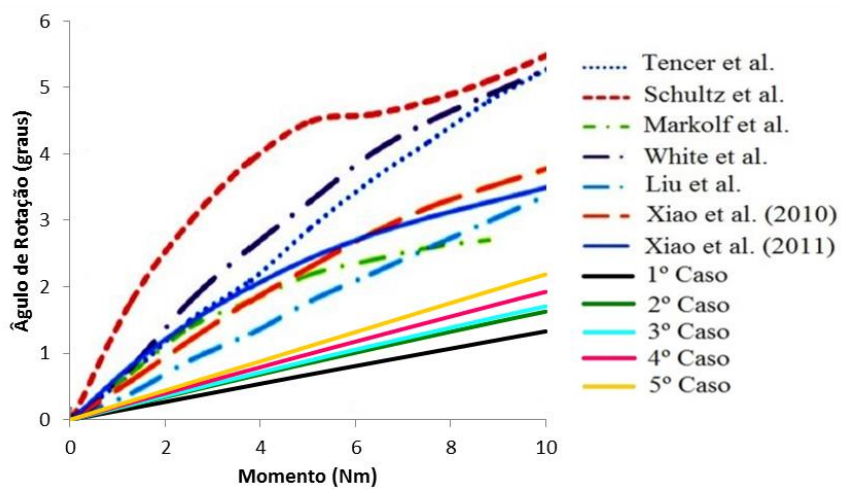
a)



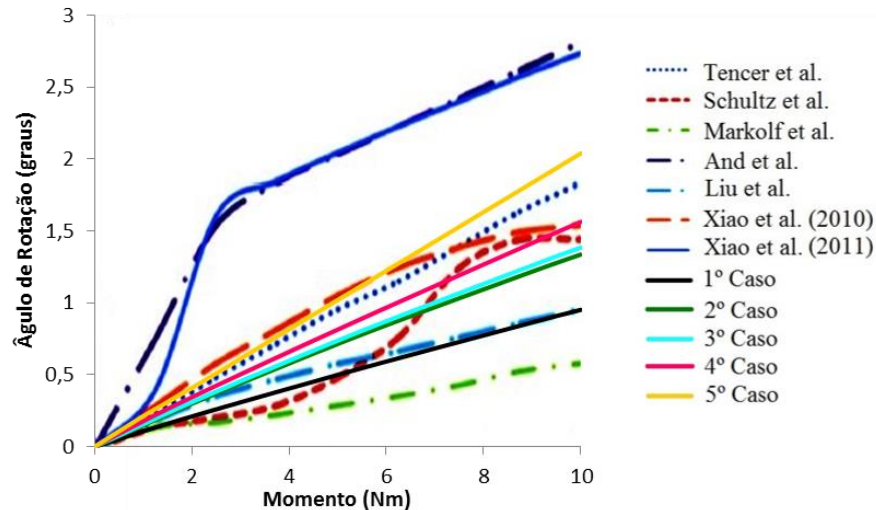
b)



c)



d)



e)

Figura 7.13 – Afinação do modelo de elementos finitos, através de um processo iterativo, para os 5 movimentos diferentes: a) compressão; b) extensão; c) flexão; d) flexão lateral; e) torção

Como se pode reparar, de uma forma geral, as funções relativas aos vários esforços aproximaram-se mais dos resultados literatura, comparando com os resultados que tinham sido previamente obtidos. Sendo que a compressão, extensão e a torção são os casos em que essa aproximação é mais notória. Quando a área de secção dos ligamentos é diminuída em 90% seria de esperar que se manifestasse um aumento significativo no deslocamento axial (compressão) e no ângulo de rotação (restantes esforços). No entanto, mesmo quando esta redução é realizada, a unidade funcional não devolve os resultados que seriam esperados quando solicitada à flexão e à flexão lateral. Desta forma, este modelo não poderá ser validado.

Para finalmente se conseguir proceder à validação do modelo, a melhor opção consistiu em tentar perceber por que razão a diminuição da área de secção dos ligamentos não estava a conduzir aos resultados desejados. Tendo em conta a diminuição brusca que foi realizada, deveria atingir-se valores mais díspares dos obtidos e mais próximos da literatura. Por esta razão, foram realizadas duas simulações iniciais: a primeira considerando uma unidade funcional sem quaisquer ligamentos, e a segunda considerando uma unidade funcional sem quaisquer ligamentos e sem as fibras do anel do disco intervertebral. Os testes foram realizados à flexão lateral, pois era o caso em que os resultados obtidos eram mais distantes da literatura.

Na Figura 7.14 pode observar-se os resultados obtidos. Para que a comparação efetuada fosse mais inteligível, no gráfico respetivo encontram-se as funções relativas ao modelo relativo ao caso de afinação inicial (2º Caso da Figura 7.13 d)), modelo com 10% de área de secção (5º Caso da Figura 7.13 d)), modelo sem ligamentos e a um modelo sem ligamentos e sem fibras.

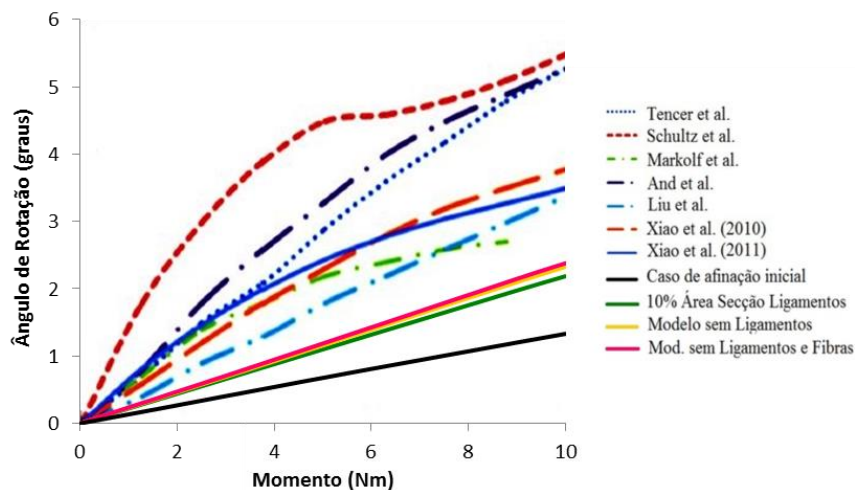


Figura 7.14 - Comparação entre o modelo de elementos finitos em estudo e a literatura, para diferentes casos de afinação (flexão lateral)

Como se pode ver, o ângulo de rotação quando o modelo não possui ligamentos (2,326°) e quando não possui ligamentos nem *rebars* (2,380°), é muito semelhante e bastante próximo do caso em que a área de secção dos ligamentos foi reduzida para 10% do seu valor inicial (2,187°). Comparativamente a modelo da afinação inicial (1,330°), o valor distancia-se mais como seria de esperar. No entanto, mais uma vez, estes valores são ainda bastante díspares dos resultados bibliográficos.

Como se concluiu, o ângulo de rotação da unidade funcional aumenta com a diminuição da área de secção dos ligamentos. No entanto, este parâmetro por si só não é suficiente para conseguir obter um modelo passível de ser validado. Por esta razão, o próximo passo passou por analisar o material do disco intervertebral.

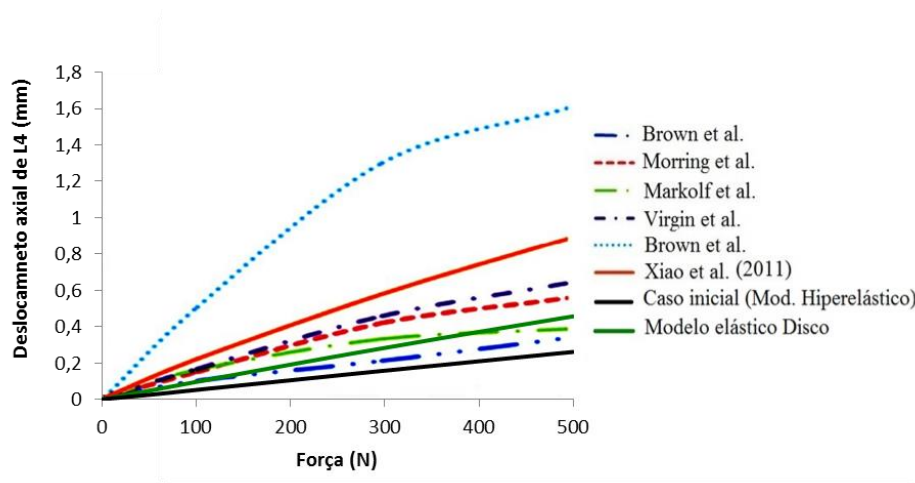
Tendo por base a literatura [30] foi considerado um modelo elástico para a constituição do disco intervertebral, ao invés do modelo hiperelástico que estava a ser utilizado.

As propriedades adotadas encontram-se na Tabela 7.7:

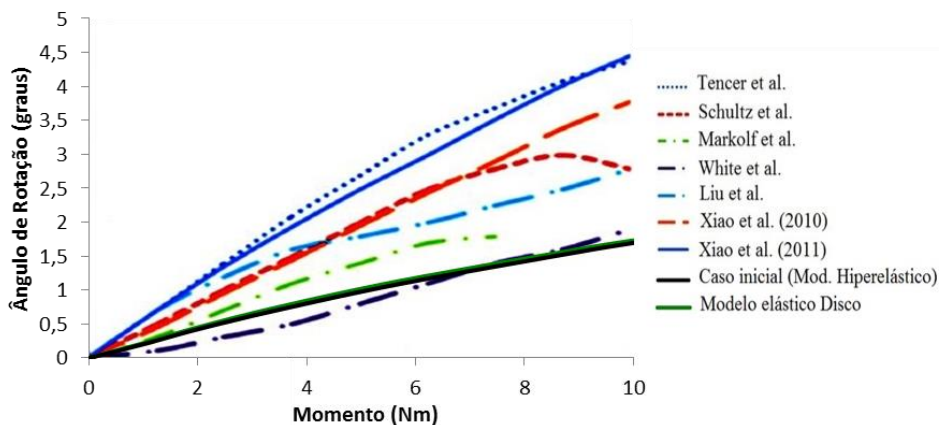
Tabela 7.7 - Propriedades elásticas do disco intervertebral

	Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson ν
Anel	2	0,17
Núcleo	1	0.499

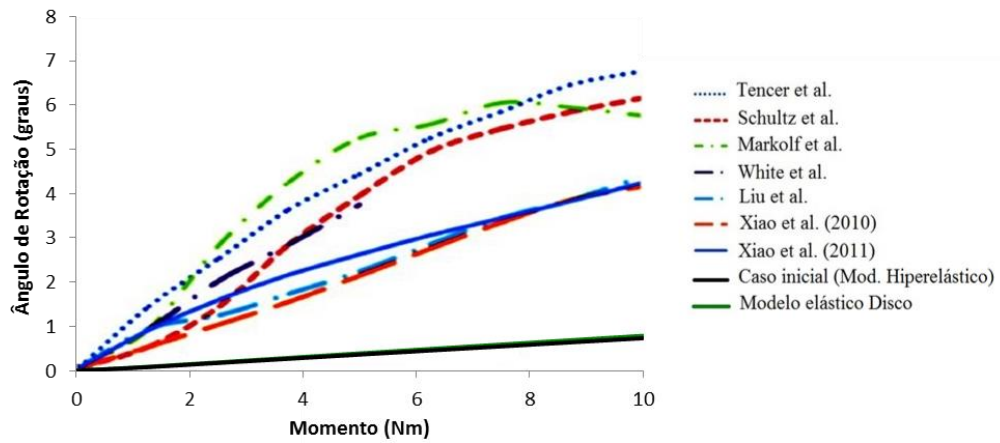
Inicialmente, foram levadas a cabo simulações para os diferentes esforços. Os resultados foram registados e encontram-se ilustrados na Figura 7.15:



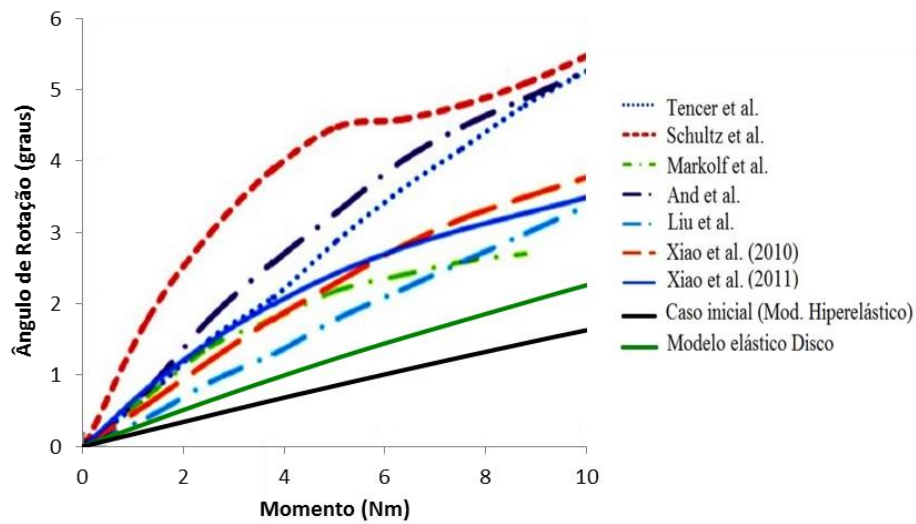
a)



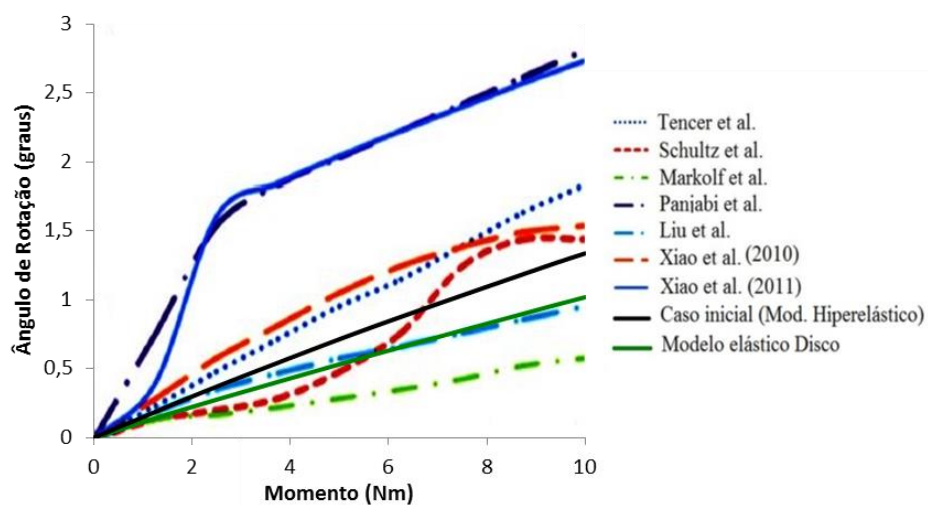
b)



c)



d)



e)

Figura 7.15 - Deslocamentos obtidos para os 5 movimentos diferentes considerando um disco com propriedades elásticas: a) compressão; b) extensão; c) flexão; d) flexão lateral; e) torção

Comparando o modelo hiperelástico com o elástico, pode observar-se que, em geral, os deslocamentos obtidos são mais favoráveis do que quando utilizadas propriedades hiperelásticas. No caso da compressão, os valores obtidos aproximam-se bastante dos resultados de Markolf et al. e Moring et al., sendo que quando a carga aplicada atinge os 500N, o deslocamento axial da vértebra L4 é de 0,457 mm.

Quando sujeita a extensão, a unidade funcional apresenta um comportamento bastante semelhante quer o disco possua um comportamento hiperelástico ou elástico. Após aplicado o momento fletor de 10 Nm, o ângulo de rotação obtido é de 1,773° em vez de 1,697° como se tinha obtido no modelo hiperelástico. Apesar de possuir um comportamento mais linear, os valores obtidos aproximam-se bastante de White et al.

No caso dos esforços à flexão, tal como acontecia à extensão, a distinção do comportamento dos dois modelos constituídos por discos com propriedades diferentes é quase nula. Quando o disco possui propriedades elásticas o ângulo de rotação alcançado aos 10 Nm é de 0,790°, enquanto no outro caso a rotação é de 0,735°. Apesar da semelhança entre os valores, realça-se uma disparidade destes em relação à literatura. Como se pode observar, os resultados mais próximos são os referentes aos de Xiao et al. (2010), Liu et al. e Xiao et al. (2011). No entanto, nestes casos, é assumido um valor de 4,2° quando o momento atinge os 10 Nm o que ainda é uma diferença significativa.

A flexão lateral é o outro caso onde os resultados obtidos não são tão satisfatórios como se previa. Quando o momento aplicado atinge uma magnitude de 10 Nm, a vértebra L4 apresenta um ângulo de rotação de 2,260°, para um disco de comportamento elástico. Embora este valor se mostre mais próximo da literatura, em relação ao modelo constituído por um disco hiperelástico (ângulo de rotação de 1,628°), este deveria devolver um resultado mais preciso.

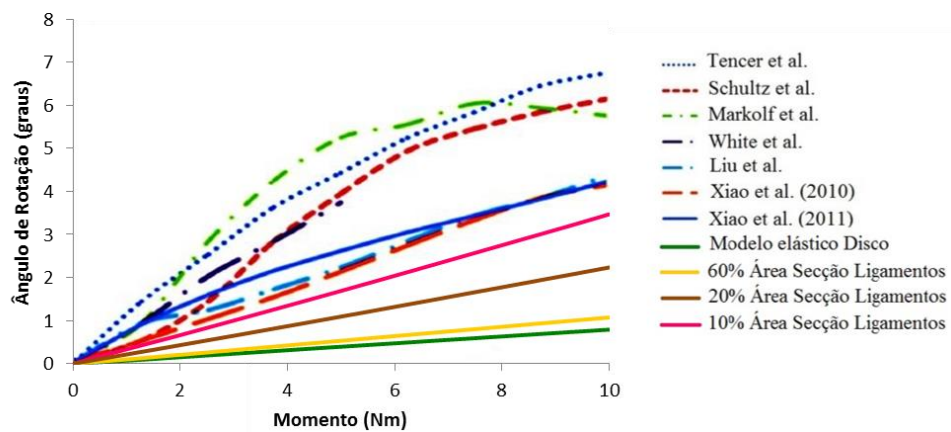
Finalmente, relativamente aos esforços à torção, o valor obtido pelo disco de propriedades elásticas tem um comportamento bastante semelhante aos resultados de Liu et al. (ângulo de rotação obtido de 1,019°).

Pode concluir-se então que, no geral, o disco intervertebral com propriedades elásticas se aproxima mais da literatura, comparativamente ao modelo hiperelástico. Apesar de na maioria das solicitações aplicadas os resultados serem mais próximos dos valores esperados, tanto no caso da flexão como da flexão lateral, os valores obtidos são um pouco inferiores ao previsto. Nomeadamente no caso da flexão, esta diferença é mais notória.

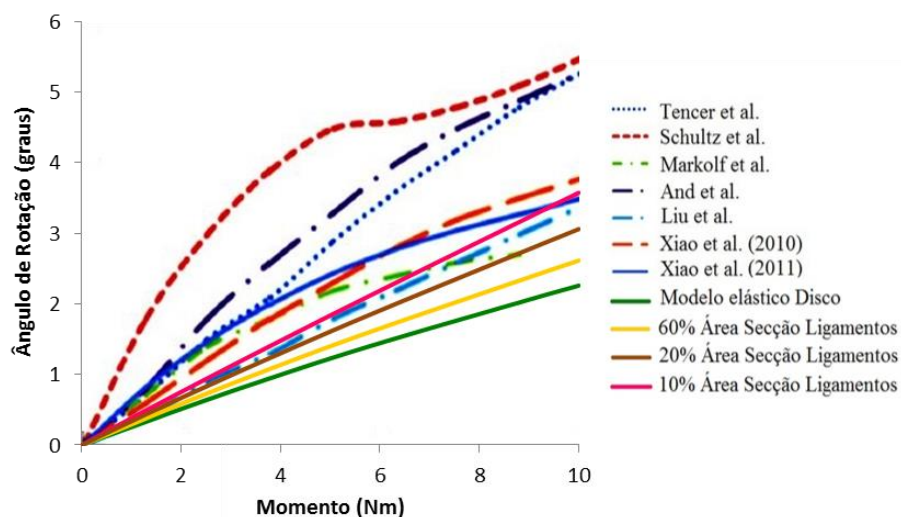
Desta forma, depois de concluído que o modelo da unidade funcional baseado num disco com um comportamento elástico levava a resultados mais exatos, procedeu-se a um

aprofundamento da afinação do modelo numérico nomeadamente para a obtenção de melhores resultados à flexão e flexão lateral.

Tal como já se tinha sucedido anteriormente, realizou-se uma diminuição progressiva da área de secção dos ligamentos, em ambos os casos. Tendo em conta os resultados que iam sendo obtidos, na Figura 7.16 estão ilustradas as retas relativas a um modelo com 60%, 20% e 10% da área de secção inicial.



a)



b)

Figura 7.16 – Variação do ângulo de rotação com a diminuição da área de secção dos ligamentos para os dois movimentos: a) flexão; b) flexão lateral

Observando a Figura 7.16, repara-se desde logo que os resultados obtidos sofreram um aperfeiçoamento bastante acentuado. Principalmente no caso da flexão, este aperfeiçoamento é bastante perceptível. Quando a área de secção dos ligamentos é de 10% do seu valor inicial, os momentos obtidos em diferente instantes tomam valores semelhantes aos resultados de Xiao et al. (2010) e Liu et al.

Relativamente às solicitações por flexão lateral, pode-se constatar que os resultados obtidos são mais satisfatórios comparativamente aos da flexão. Embora os momentos alcançados quando não se tinha efetuado qualquer alteração a nível dos ligamentos já tomassem um valor aceitável, quando a área de secção dos ligamentos diminui para os 20% e 10% os resultados obtidos aproximam-se grandemente de Liu et al.

Desta forma, pode-se constatar que os valores mais favoráveis são obtidos quando a área de secção dos ligamentos é reduzida a 10% do seu valor inicial, o que na prática acaba por não corresponder a uma situação muito realista, sugerindo que alterações mais profundas (a nível da geometria por exemplo) poderiam ser necessárias.

7.2.2 Comportamento Mecânico da Unidade Funcional para Valores de Carga de Referência

Com o modelo finalmente afinado, é possível proceder às simulações numéricas para os vários casos de carga vistos anteriormente, considerando os valores médios para cada esforço da Tabela 7.8, baseados na Figura 2.13. O procedimento para cada caso é o mesmo realizado na secção 7.2.1.

Aproveitando as simulações efetuadas na validação do modelo numérico e os seus resultados obtidos foram realizadas as seguintes simulações:

Tabela 7.8 - Condições de carga de referência

Esforço	Compressão	Extensão	Flexão	Flexão Lateral	Torção
Carga aplicada	500 N	10 Nm	10 Nm	7,5 Nm	11,45 Nm

Para além dos deslocamentos obtidos foram também registadas as protuberâncias do disco [31], como se vai ver a seguir.

Compressão

Foi aplicada uma carga de -500 N no nó de referência (Figura 5.4), que foi distribuída ao longo da superfície superior da vertebra L4, devido ao acoplamento criado no estabelecimento das condições fronteira.

Na Figura 7.17 encontra-se ilustrado o campo de deslocamentos axiais em Z da unidade funcional.

As medições dos valores do deslocamento axial máximo foram realizadas no nó especificado na Figura 7.1. A evolução do deslocamentos axial com a carga aplicada está ilustrado na Figura 7.18. Como se pode ver, a função apresenta um comportamento linear. Quando a carga aplicada atinge os 500 N, o deslocamento obtido é de 0,492 mm.

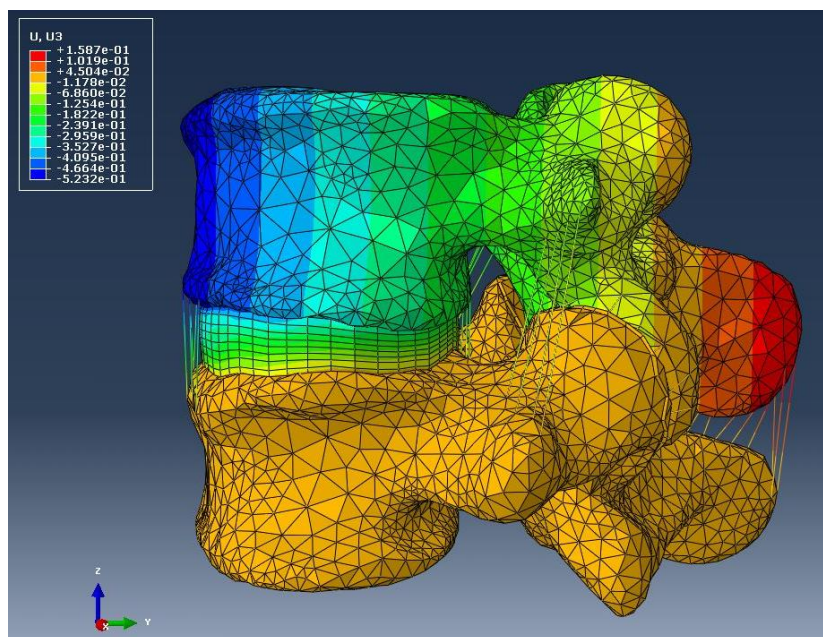


Figura 7.17 - Campo de deslocamentos axiais em Z (compressão)

Evolução do deslocamento axial com a carga aplicada

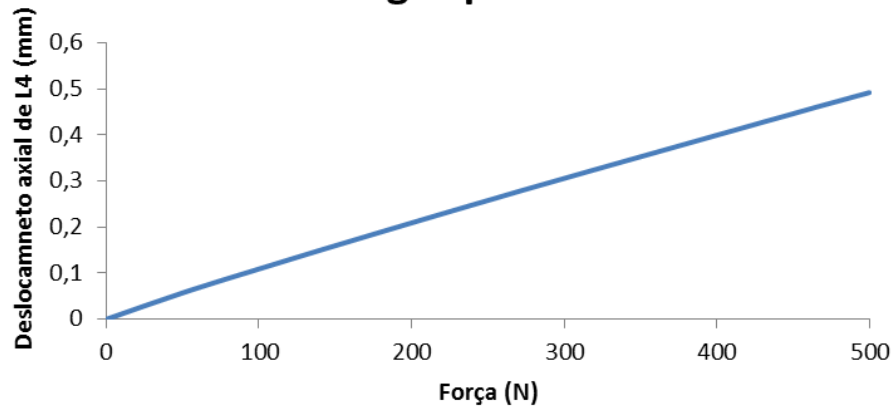


Figura 7.18 - Evolução do deslocamento axial com a carga aplicada (compressão)

No caso da protuberância do disco, o nó utilizado foi o da Figura 7.19:

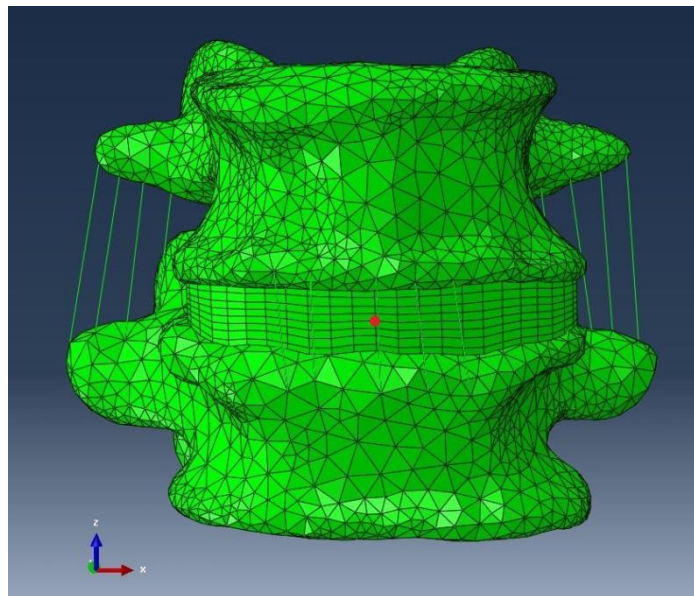


Figura 7.19 – Nó onde é medida a protuberância do disco intervertebral

Realizando um gráfico alusivo ao presente caso – Figura 7.20 – é de se observar que quando a carga aplicada na vértebra L4 atinge os 500 N, o disco apresenta uma protuberância igual a 381 mm. Mais uma vez, é bem visível o comportamento linear desta evolução.

Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada

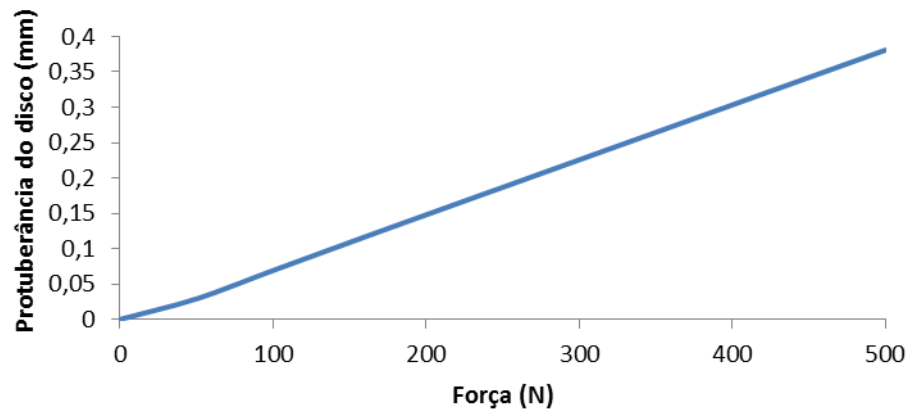


Figura 7.20 - Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada (compressão)

Extensão/Flexão

O deslocamento angular máximo foi medido no nó de referência, especificado na Figura 5.4. Para a medição da protuberância do disco intervertebral foi considerado um nó a meio do disco na zona posterior do disco, como se vê na Figura 7.21. No caso da flexão, o nó utilizado foi o da 7.19.

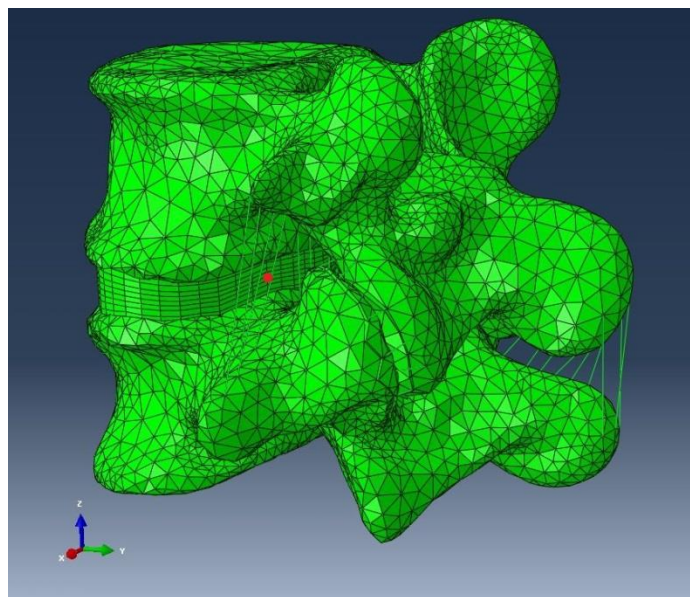


Figura 7.21 - Nó onde é medida a protuberância do disco (extensão)

Ilustra-se na Figura 7.22 o campo de deslocamentos axiais em Z da unidade funcional quando sujeito a extensão e flexão, respectivamente

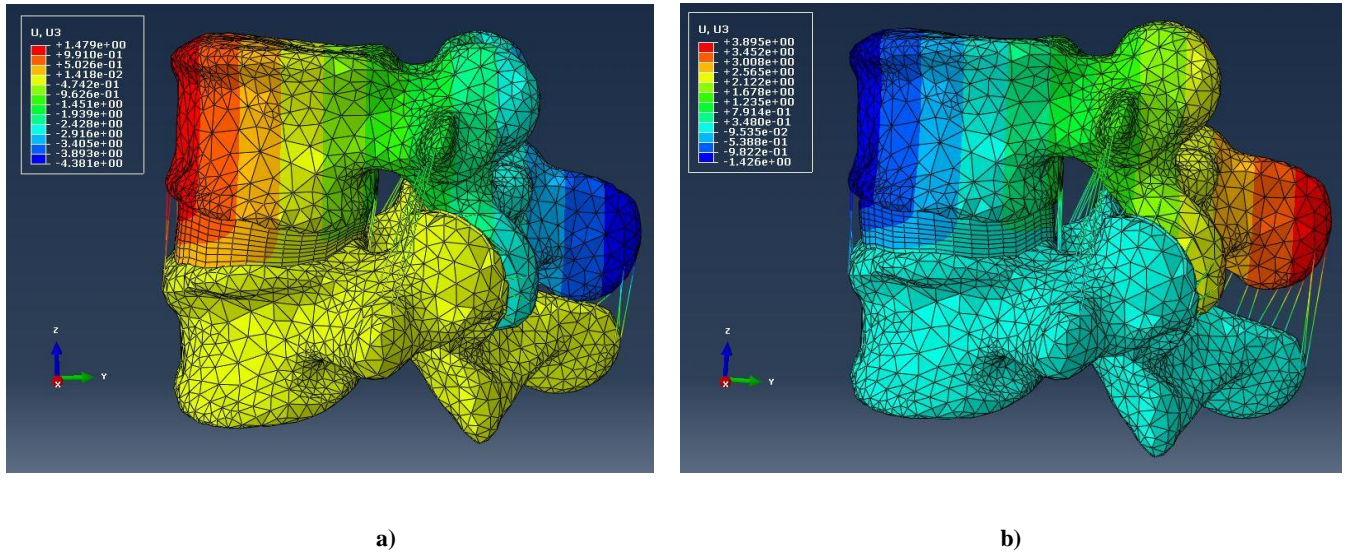


Figura 7.22 - Campo de deslocamentos axiais em Z : a) extensão; b) flexão

A evolução do ângulo de rotação com o a carga aplicada está ilustrado na Figura 7.23. Como se pode observar, quando a carga aplicada atinge os 10 Nm, o ângulo de rotação obtido é de $3,875^\circ$ para a extensão e $3,469^\circ$ para a flexão.

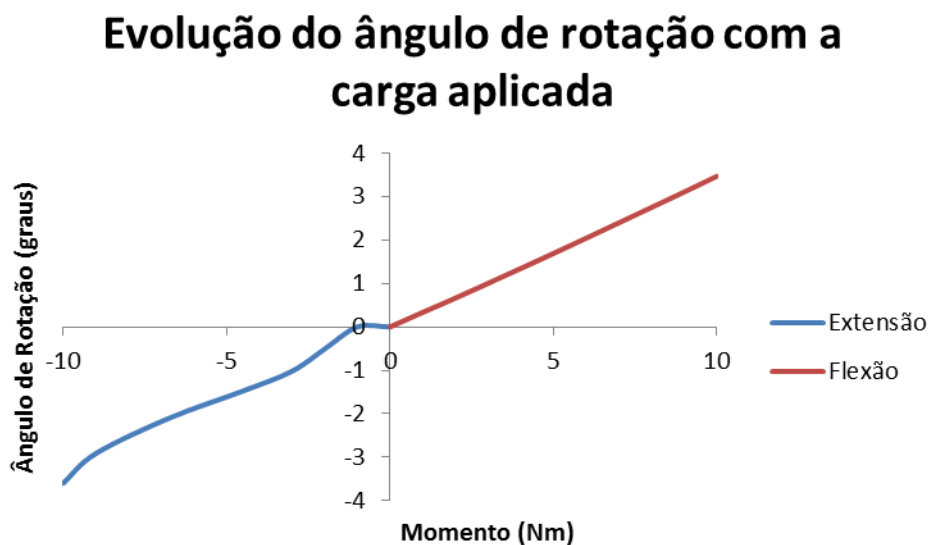


Figura 7.23 – Evolução do ângulo de rotação com a carga aplicada (extensão e flexão)

Na Figura 7.24 estão apresentados os deslocamentos relativos à “barriga” do disco em ambos os casos. Para a extensão, o valor de protuberância do disco máximo é de 0,65 mm, enquanto para a flexão este valor é de -0,798 mm.

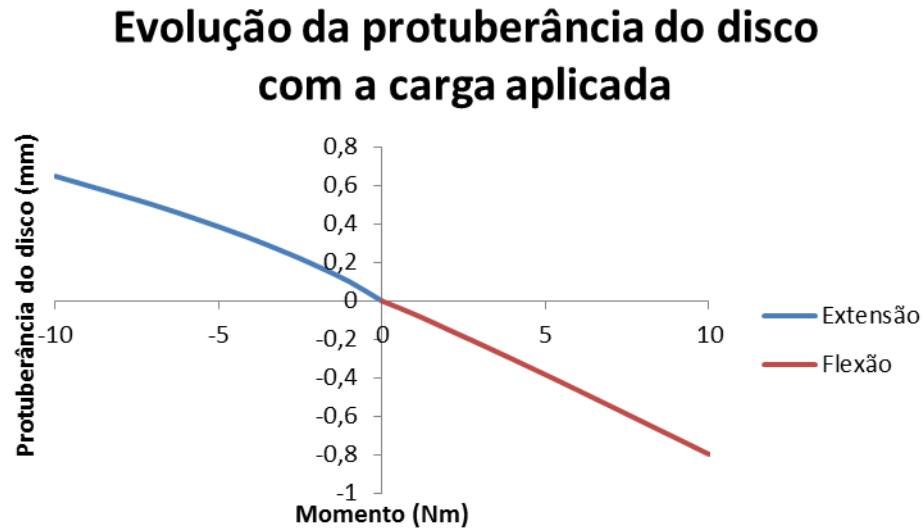


Figura 7.24 - Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada (extensão e flexão)

Flexão Lateral

O deslocamento angular máximo foi medido no nó de referência (Figura 5.4), enquanto a medição da protuberância do disco intervertebral foi realizada num nó a meio do disco no lado direito, como se vê na Figura 7.25:

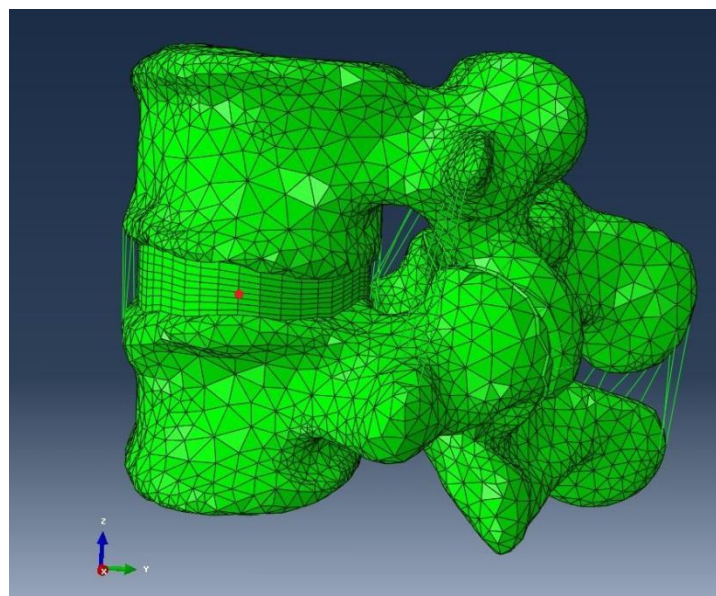


Figura 7.25 - Nó onde é medida a protuberância do disco (flexão lateral)

A Figura 7.26 ilustra o campo de deslocamento axial em Z obtido no *Abaqus/Cae* quando a unidade funcional é sujeita a flexão lateral:

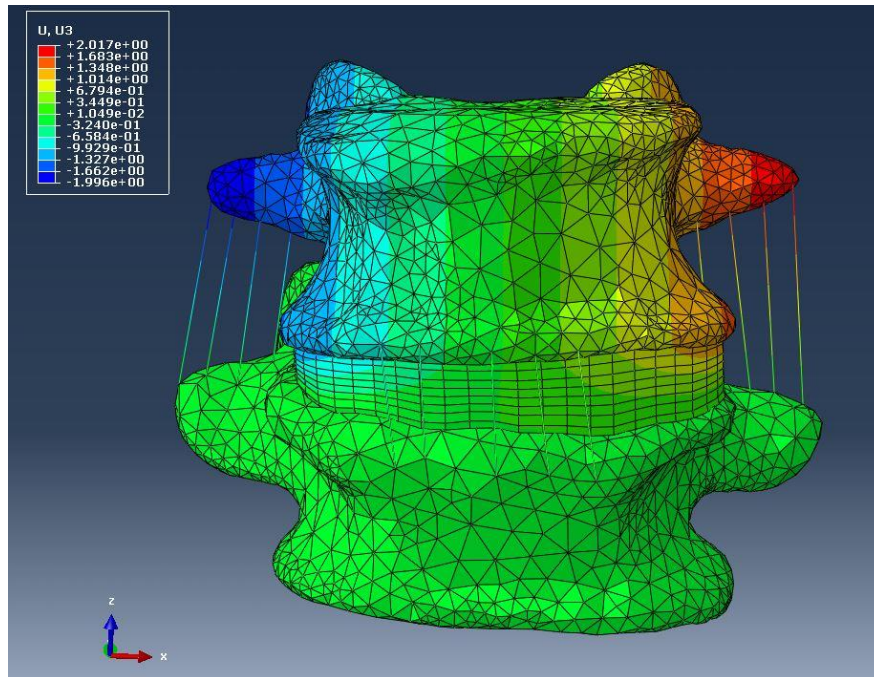


Figura 7.26 - Campo de deslocamentos axiais em Z (flexão lateral)

As medições relativas ao ângulo de rotação foram ilustradas na Figura 7.27. Segundo esta evolução, quando a carga aplicada atinge os 7,5 Nm, o ângulo de rotação obtido é de 2,74°.

Evolução do ângulo de rotação com a carga aplicada

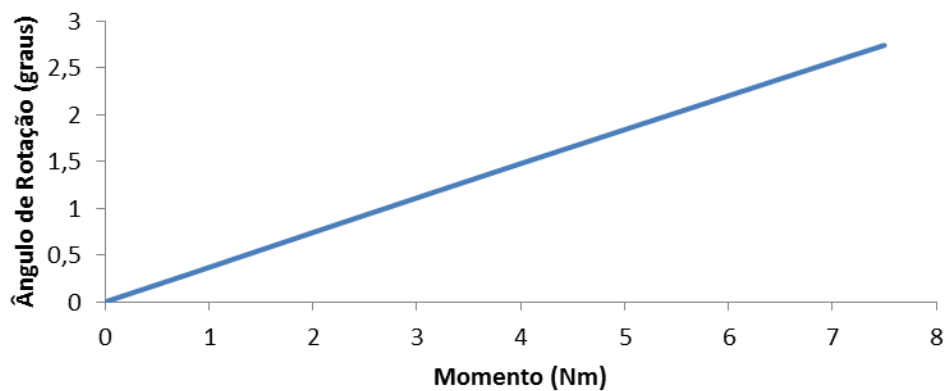


Figura 7.27 - Evolução do ângulo de rotação com a carga aplicada (flexão lateral)

Realizando um gráfico ilustrativo dos valores que a protuberância do disco apresenta ao longo do momento aplicado – Figura 7.28 – é de se observar que, para este caso, o valor máximo atingido é de 0,605 mm.



Figura 7.28 - Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada (flexão lateral)

Torção

O objetivo seria simular uma rotação da vértebra L4 em relação à vértebra L5 que se encontra fixa. O deslocamento angular máximo foi medido no nó de referência (Figura 5.4) enquanto na “barriga” do anel, o nó utilizado foi o da Figura 7.19.

Na Figura 7.29 encontra-se o campo de deslocamento axial em Z para o caso de torção:

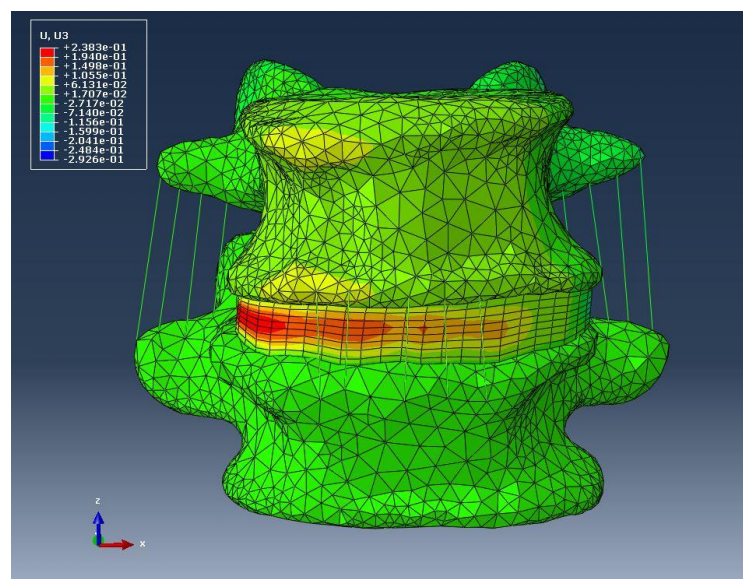


Figura 7.29 - Campo de deslocamentos axiais em Z (torção)

Na Figura 7.30 está ilustrada a evolução do ângulo de rotação com a aplicação da carga quando a unidade funcional é sujeita a torção. Quando a carga aplicada atinge os 11,45 Nm, o ângulo de rotação obtido é de 1,724°.



Figura 7.30 - Evolução do ângulo de rotação com a carga aplicada

Como se pode observar na Figura 7.31 a evolução da protuberância do disco ao longo da aplicação do momento, atinge um valor máximo de 0,654 mm aos 11,45 Nm. Novamente, esta função toma um comportamento linear devido às propriedades elásticas do disco intervertebral.



Figura 7.31 - Evolução da protuberância do disco com a carga aplicada

8 Conclusões e Trabalhos Futuros

Com o avanço dos anos a Biologia tem-se auxiliado cada vez mais na mecânica, principalmente a nível da Medicina. A prevenção e previsão de patologias, cirurgias e criação de próteses tornaram-se mais eficazes com a evolução da Biomecânica.

Devido às limitações das investigações experimentais, o método dos elementos finitos surge como uma alternativa bastante eficaz no estudo da biomecânica, nomeadamente no cálculo de tensões, deformações e deslocamentos consequentes de solicitações aplicadas na coluna vertebral. No entanto, a utilização deste tipo de métodos corre sempre o risco de devolver alguns erros devido a um sobredimensionamento das propriedades mecânicas, ou mesmo da utilização de uma geometria incorreta dos componentes em estudo.

É possível a criação de vários modelos tridimensionais de um determinado componente humano, recorrendo a diferentes propriedades dos seus materiais constituintes. No entanto, estes parâmetros devem ser calibrados e propriamente validados.

O disco intervertebral é uma estrutura de extrema importância, formado essencialmente por uma matriz de fibras de colagénio e elastina, água e células dispersas pela matriz que são responsáveis pela síntese e manutenção dos seus diferentes componentes. Por esta razão a sua modelação torna-se um pouco exigente e complexa.

Pode constatar-se desde logo que a modelação das fibras de colagénio do anel fibroso como elementos de barra trazia algumas limitações a nível da sua manipulação. Desta forma, a utilização de um método alternativo, permitiria a realização de um estudo mais detalhado a nível do comportamento e das respostas obtidas pela unidade funcional em estudo.

O comando *Rebar*, apesar da difícil visualização, permitiu perceber a influência da inclinação das fibras e do espaçamento entre elas. Recorrendo a cargas à compressão e à extensão pode-se concluir que em ambos os casos era possível visualizar a existência de um ponto de inflexão aos 45°.

Quando aplicada uma carga à compressão, o deslocamento axial da vértebra L4 aumentava. Tendo em conta que as fibras apenas trabalham à tração, e que se aproximam de uma posição vertical, estes valores corroboram os resultados esperados. No caso da extensão, o mesmo já não acontece, havendo uma diminuição do ângulo de rotação da vértebra superior.

No que toca ao espaçamento entre as fibras foi possível determinar uma relação matemática que relaciona este parâmetro com o número de *rebars* e a altura do elemento onde estes vão ser incorporados.

Verificou-se que para valores mais baixos de espaçamento, menor será o deslocamento axial – no caso da compressão – e o ângulo de rotação - quando solicitada à extensão – o que indica uma maior rigidez do anel fibroso. Estes deslocamentos aumentam rapidamente até um espaçamento dos *rebars* igual a 5.0 (ponto de inflexão). A partir de 20.0 este estabiliza, o que sugere que a partir desse valor o espaçamento é de tal forma elevado para o caso em estudo, que o número de *rebars* não pode mais ser reduzido. No entanto, a presença das fibras, por muito pequena que seja, não deixa de ser invisível ou de se tornar insignificante.

Depois de realizadas várias calibrações ao modelo numérico da unidade funcional, conclui-se que seria necessário recorrer a uma alteração nas propriedades mecânicas do núcleo e do anel do disco intervertebral. Recorreu-se então a propriedades elásticas ao invés das propriedades hiperelásticas que estavam atribuídas a este componente inicialmente, uma vez que se verificou que as propriedades originais levavam a um comportamento muito rígido do sistema.

Comparando os deslocamentos obtidos quando aplicadas cargas de referência, os valores foram semelhantes aos da literatura. No entanto, no caso de esforços aplicados à flexão, é de realçar que os resultados obtidos, utilizando o modelo de elementos finitos desenvolvido, apresentam ainda um resultado demasiado rígido.

Seria de interesse observar a distribuição das tensões no disco intervertebral. Contudo, quando se procede à realização das simulações dos diversos esforços, apenas é possível visualizar esta distribuição relativamente à matriz do anel, não incluindo as fibras do mesmo. Todavia, caso se pretenda efetuar apenas um processo de comparação entre um modelo saudável e um modelo com patologia, este processo pode ser utilizado.

Tendo em conta que num dos cinco movimentos simulados, os resultados, apesar de bastante próximos, não terem sido completamente satisfatórios, poderia recorrer-se à utilização de outras propriedades mecânicas do disco intervertebral ou, num caso extremo, à alteração da geometria da unidade funcional.

Um outro aspeto a ter em consideração, seria a criação das restantes unidades funcionais pertencentes à região lombar da coluna vertebral. Para além das vértebras, discos, ligamentos e juntas intervertebrais, poderia incorporar-se os músculos também.

O modelo tridimensional da L4-L5 obtido poderá ser utilizado em trabalhos futuros como uma ferramenta útil a nível do estudo de determinadas patologias, solicitações e incorporação de próteses. A capacidade de conseguir prever e prevenir o comportamento desta unidade funcional em diversas situações é de grande vantagem para a área da Medicina como ferramenta de apoio à decisão clínica e, principalmente, para uma melhor qualidade de vida dos pacientes.

9 Bibliografia

1. Little, J.P. and C. Adam, *Patient-specific computational biomechanics for simulating adolescent scoliosis surgery: Predicted vs clinical correction for a preliminary series of six patients*. International journal for numerical methods in biomedical engineering, 2011. **27**(3): p. 347-356.
2. Xiao, Z., et al., *A non-linear finite element model of human L4-L5 lumbar spinal segment with three-dimensional solid element ligaments*. Theoretical and Applied Mechanics Letters, 2011. **1**(6): p. 064001.
3. Schmidt, H., et al., *Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities—a finite element analysis*. Journal of biomechanics, 2010. **43**(10): p. 1849-1856.
4. Rodrigues, A.M.C.M., *Análise e projecto de estruturas para substituição do disco intervertebral*. 2012.
5. Kurutz, M. and L. Oroszváry, *Finite Element Modeling and Simulation of Healthy and Degenerated Human Lumbar Spine*. 2012: INTECH Open Access Publisher.
6. Castro, A., *Development of a biomimetic finite element model of the intervertebral disc diseases and regeneration*. 2013.
7. Dezan, V.H., *Análise do Comportamento Mecânico dos Discos Intervertebrais em Diferentes Faixas Etárias*. 2005.
8. Fung, Y.-C., *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. 2013: Springer Science & Business Media.
9. Knudson, D., *Fundamentals of biomechanics*. 2007: Springer Science & Business Media.
10. Huston, R., *Principles of biomechanics*. 2008: CRC press.
11. Lotti, R.S., et al., *Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos*. Rev Dent Press Ortod Ortop Facial, 2006. **11**(2): p. 35-43.
12. Ciudad, E.R., *Estudio por Elementos Finitos de la Biomecánica Lumbar Humana. Análisis de la Degeneración Discal*. 2011.
13. *Enciclopédia de Medicina*. 1992: Dorling Kindersley.
14. Seeley, R.R., *Anatomia & fisiologia*. 2001.
15. Kumaresan, S., et al., *Finite element modeling of the cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads*. Medical Engineering & Physics, 1999. **21**(10): p. 689-700.

16. Izzo, R., et al., *Biomechanics of the spine. Part I: spinal stability*. European journal of radiology, 2013. **82**(1): p. 118-126.
17. Kumaresan, S., et al., *Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical investigation*. Journal of Orthopaedic Research, 2001. **19**(5): p. 977-984.
18. Adams, M.A., *Biomechanics of back pain*. Acupuncture in medicine, 2004. **22**(4): p. 178-188.
19. Adams, M.A. and P. Dolan, *Spine biomechanics*. Journal of biomechanics, 2005. **38**(10): p. 1972-1983.
20. Tebet, M.A., *Conceitos atuais sobre equilíbrio sagital e classificação da espondilólise e espondilolistese*. Revista Brasileira de Ortopedia, 2014. **49**(1): p. 3-12.
21. Wright, J., V. Balaji, and A. Montgomery, *(ii) Spondylolysis & spondylolisthesis*. Orthopaedics and Trauma, 2013. **27**(4): p. 195-200.
22. Cardoso, M.H.S., *Experimental study of the human anterolateral abdominal wall: biomechanical properties of Fascia and muscles*. 2013.
23. Martins, P., R. Natal Jorge, and A. Ferreira, *A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues*. Strain, 2006. **42**(3): p. 135-147.
24. Ogden, R.W., *Non-linear elastic deformations*. 1997: Courier Corporation.
25. Mendes, C.S.V., *Biomecânica da Coluna Lombar*. 2013.
26. *ABAQUS - Theory Manual Version 6.12*. 2012
27. Faizan, A., et al., *Do design variations in the artificial disc influence cervical spine biomechanics? A finite element investigation*. European Spine Journal, 2012. **21**(5): p. 653-662.
28. Niemeyer, F., H.-J. Wilke, and H. Schmidt, *Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—a probabilistic finite element analysis*. Journal of biomechanics, 2012. **45**(8): p. 1414-1423.
29. Kim, H.-J., et al., *The biomechanical influence of the facet joint orientation and the facet tropism in the lumbar spine*. The Spine Journal, 2013. **13**(10): p. 1301-1308.
30. Kurutz, M., *Finite element modelling of human lumbar spine*. 2010: INTECH Open Access Publisher.
31. Moramarco, V., et al., *An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment*. J Biomech, 2010. **43**(2): p. 334-42.
32. Cheung, J.T.-M., M. Zhang, and D.H.-K. Chow, *Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study*. Clinical Biomechanics, 2003. **18**(9): p. 790-799.
33. Weisse, B., et al., *Determination of the translational and rotational stiffnesses of an L4–L5 functional spinal unit using a specimen-specific finite element model*. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2012. **13**: p. 45-61.