



M 2015

U. PORTO
FEUP FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

Estudo Biomecânico de Coluna com Escoliose Idiopática do Adolescente

LILIANA LAGES REIS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO APRESENTADA
À FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Estudo Biomecânico de Coluna com Escoliose
Idiopática do Adolescente**

Liliana Lages Reis

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Luísa Sousa
Coorientador: Prof. Dr. Marco Parente


Junho de 2015

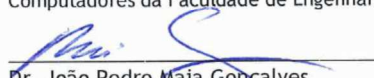
A Dissertação intitulada

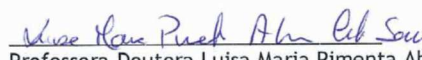
“Estudo Biomecânico de Coluna com Escoliose Idiopática do Adolescente”

foi aprovada em provas realizadas em 08-07-2015

o júri


Presidente Professor Doutor José Alberto Peixoto Machado da Silva
Professor Associado do Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de
Computadores da Faculdade de Engenharia da U. Porto


Dr. João Pedro Maia Gonçalves
Especialista na área de Ortopedia do Departamento de Educação e Simulação
Médica da Faculdade de Medicina da U. Porto


Professora Doutora Luísa Maria Pimenta Abreu Costa Sousa
Professora Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de
Engenharia da U. Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - Liliana Lages Reis

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Resumo

A coluna vertebral é uma estrutura complexa constituída por um conjunto articulado mono-axial, embora com alguma rotação entre as vértebras. Tratando-se de uma estrutura biomecânica complexa, tende a desenvolver diversas patologias, tal como a Escoliose. A Escoliose é uma deformação tridimensional (3D) da coluna vertebral humana, caracterizada por um desvio lateral desta, acompanhado por uma rotação axial das vértebras. Esta doença pode exigir uma correção cirúrgica através da colocação de implantes. A criação de modelos biomecânicos e o estudo do seu comportamento pelo método dos elementos finitos têm sido relevantes na compreensão da biomecânica do tratamento cirúrgico desta patologia permitindo ainda prever e planejar o resultado de uma cirurgia.

Estes modelos permitem incluir representações anatómicas de tecidos moles, por exemplo de ligamentos e músculos, assim como tecidos duros como as vértebras constituintes da coluna vertebral e possibilitam a previsão das tensões e deformações instaladas pela inserção de implantes de correção da escoliose permitindo assim a otimização das cirurgias.

O objetivo deste estudo consistiu na construção de um modelo 3D da coluna vertebral com escoliose idiopática do adolescente (EIA) a partir de imagens de tomografia computadorizada (TC) de uma doente de 14 anos, obtidas no Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia.

Uma vez que as imagens TC obtidas não apresentavam uma resolução suficiente para a definição da geometria das vértebras, o modelo foi obtido da seguinte forma: a partir destas imagens, utilizando o *software* comercial *Mimics*, construiu-se um modelo 3D representativo do eixo da coluna vertebral da paciente, e posteriormente o *software FEMAP* foi utilizado para o reposicionamento, no modelo da coluna anteriormente criado, das vértebras obtidas de uma base de dados; com o mesmo *software* criou-se a geometria dos discos intervertebrais e dos diferentes ligamentos e finalmente, com o *software Abaqus*, efetuou-se a construção da malha de elementos finitos dos discos intervertebrais e a simulação da cirurgia de correção da escoliose foram efetuadas.

Este estudo representa uma primeira etapa para a criação de uma plataforma que permitirá planejar a correção cirúrgica de uma EIA, permitindo assim otimizar as cirurgias.

Palavras-Chaves:

Biomecânica, Coluna Vertebral, Escoliose, Método dos Elementos Finitos

Abstract

The spine is a complex structure consisting of a mono-axial articulated joint, although with some rotation of the vertebrae. Scoliosis is a three-dimensional (3D) deformation of the human spine, characterized by a lateral displacement, accompanied by axial rotation of the vertebrae [1]. Spine develops several pathologies due trauma or degenerative diseases, as scoliosis, and in order to maintain the quality of life sometimes is necessary to resort to a surgical correction. The creation of biomechanical models and the study of their behavior by the finite element method (FEM) have been relevant in understanding the biomechanics of the surgical treatment of this pathology allowing even predict and plan the result of surgery.

These 3D models reconstructed from medical images give the possibility of studying the stress state witch becomes an important tool for prediction and optimizing surgical procedures.

The aim of this study was to build a 3D model of the spine with adolescent idiopathic scoliosis (AIS)) of a patient aged 14; the model was obtained from computed tomography (CT) images obtained at the Hospital Centre of Vila Nova de Gaia.

Once the CT images obtained had no sufficient resolution to define the geometry of the vertebrae, the model was obtained as follows: for this purpose, and with CT images, the commercial software MIMICS was used for building the 3D model of the column with AIS and the software FEMAP for the repositioning of the vertebrae obtained from a database [2], the definition of the intervertebral discs geometry and ligaments; finally, the construction of the intervertebral discs finite element mesh and the simulation of scoliosis correction surgery were performed using Abaqus software.

This study represents a first step towards the creation of a platform that will allow planning surgical correction of an EIA, allowing surgery optimization.

Keywords:

Biomechanics, Spine, scoliosis, Finite Element Method

Agradecimentos

No final da dissertação agradeço a todas as pessoas e entidades que contribuíram direta e indiretamente para o meu estudo.

Agradeço à minha orientadora, a Professora Doutora Luísa Sousa, por toda a disponibilidade, compreensão, orientação e visão otimista que sempre demonstrou ao trabalho desenvolvido.

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

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

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

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

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

A todos, o meu sincero agradecimento,

Liliana Lages Reis.

Índice

Resumo.....	i
Abstract.....	iii
Agradecimentos	v
Índice.....	vii
Lista de figuras	x
Lista de tabelas.....	xv
Abreviaturas	xvii
Capítulo 1.....	1
1.1. Enquadramento.....	1
1.2. Objetivo	2
1.3. Metodologia	2
1.4. Estrutura	3
Capítulo 2.....	5
Revisão Bibliográfica.....	5
2.1. Termos Anatômicos	5
2.1.1. Terminologias.....	6
2.2. Coluna Vertebral	8
2.2.1. Aspectos Anatômicos Gerais da Coluna Vertebral	8
2.2.3. Componentes Anatômicos da Coluna Vertebral	9
2.2.4. Artrologia da Coluna Vertebral	16
2.3. Biomecânica da Coluna Vertebral	25
2.3.1. Movimentos da Coluna Vertebral.....	26
2.3.2. Estabilidade da Coluna Vertebral	27
2.3.3. Forças que atuam na Coluna Vertebral.....	28
2.3.4. Corpos de igual resistência.....	29
2.3.5. O Papel das Vértebras	29
2.3.6. O Papel do Disco Intervertebral	31
2.3.7. A Função dos Ligamentos.....	34
2.4. Escoliose.....	35
2.4.1. Escoliose Idiopática do Adolescente	38
2.4.2. Causas	39
2.4.3. Sintomas.....	40
2.4.4. Avaliação por Imagiologia.....	40
2.4.5. Tratamento	41
2.5. Segmentação e Reconstrução 3D de Estruturas em Imagens Médicas	48

2.5.1. Imagens Digitais 3D - <i>Scanner</i>	48
2.5.2. Transferência de Dados, Segmentação e construção da Imagem 3D	49
2.6. Método dos Elementos Finitos	49
2.6.1. Fundamentos do Método dos Elementos Finitos.....	50
2.6.2. Simulação Numérica	51
2.7. Hiperelasticidade	52
2.7.1. Comportamento elástico	52
2.7.2. Hiperelasticidade.....	57
2.8. Revisão Bibliográfica	61
Capítulo 3.....	65
Trabalho Prático	65
3.1. Modelo Numérico 3D de Elementos Finitos da coluna com EIA.....	65
3.1.1. Introdução	65
3.1.2. Modelo 3D da coluna com EIA.....	66
3.1.2. Vértexes	67
3.1.3. Discos Intervertebrais.....	70
3.1.4. Ligamentos	74
3.1.5. Condições de Fronteira	76
3.2. Validação do Modelo 3D de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo	82
3.2.1. Introdução	82
3.2.2. Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos	82
3.3. Resultados e Discussão.....	90
3.3.1. Introdução	90
3.3.2. Simulações numéricas efetuadas.....	90
3.3.3. Estudo comparativo de um modelo MEF com e sem a realização de discectomias.....	95
Capítulo 4.....	99
Considerações Finais e Perspetivas Futuras	99
Referências.....	109

Lista de figuras

Figura 2.1 - Os principais planos do corpo humano vista na posição anatômica: sagital, coronal e transversal [3].	6
Figura 2.2 - Movimentos de flexão e extensão [4].	7
Figura 2.4 - Coluna Vertebral [6].	9
Tabela 2.1 - Estrutura Geral de uma Vértebra [6].	10
Figura 2.5 - (a) Vista superior; (b) Vista lateral de uma vértebra torácica [6].	11
Figura 2.6 - (a) Atlas (1ª vértebra cervical), vista superior. (b) Áxis (2ª vértebra cervical), vista ligeiramente posterior e superior [6].	12
Figura 2.8 - Conjunto de 7 vértebras torácicas, vista lateral [6].	13
Figura 2.9 - Vértebra Lombar vista de cima [6].	14
Figura 2.10 - (a) Sacro, vista anterior. (b) Sacro, vista posterior [6].	15
Figura 2.11 - Estrutura e função do disco vertebral. A) O disco é constituído por um núcleo pulposo e um anêlo fibroso. As camadas superficiais foram cortados e separados para mostrar a direção das fibras. Note-se que a espessura dos anéis diminui posteriormente. B) O núcleo pulposo fibrocartilaginoso ocupa o centro do disco, e atua como um mecanismo de absorção de choque. C) O núcleo pulposo achata e o anêlo dilata quando o peso é aplicado. D) Durante os movimentos de flexão e extensão, o núcleo pulposo serve como um ponto de apoio. O anêlo é simultaneamente colocado sobre compressão num lado e em tensão sobre o outro lado [4].	17
Figura 2.12 - Secção de uma vértebra da coluna vertebral e os respetivos ligamentos longitudinais anterior e posterior [7].	18
Figura 2.14 - Secção de uma vértebra da coluna vertebral e os respetivos ligamentos supraespinhoso e interespinhoso [7].	20
Figura 2.15 - Articulação atlanto-occipital vista anterior à esquerda e posterior à direita e as respetivas membranas atlanto-occipital anterior e posterior [9].	21
Figura 2.16 - Articulação atlanto-occipital vista posterior à esquerda e anterior à direita com a inserção dos respetivos ligamentos e membranas [9].	22
Figura 2.20 - Movimentos da Coluna Vertebral [5].	27

Figura 2.22 - Mecanismo de falha nas placas cartilagosas terminais. (A, B) compressão de um disco intervertebral produz uma pressão no interior do núcleo o que resulta em cargas de compressão no meio da placa terminal e uma tensão na sua periferia. O carregando da placa terminal desta maneira produz deflexão da placa terminal de modo que as tensões elevadas de flexão ocorrem no centro. Este último pode causar fraturas centrais da placa terminal e nódulos de Schmorl [10].	30
Figura 2.23 - Disco Intervertebral sujeito a compressão. A) A pressão no interior do núcleo é produzida por causa da compressão. Esta pressão empurra o anel do disco e as duas placas terminais para o exterior, o disco sofre uma protuberância no plano horizontal e as placas terminais desviam-se na direção axial. B) Nas camadas exteriores as tensões são mais pequenas. Apesar das tensões axiais, circunferenciais e radiais serem compressivas as tensões das fibras anulares são de tração (opõem-se). Nas camadas interiores do anel, as tensões axiais, circunferenciais e radiais são também de compressão, mas a sua amplitude é maior [10].	32
Figura 2.24 - Disco intervertebral sujeito a um carregamento de flexão. Durante a flexão (flexão, extensão e flexão lateral), um lado do ânulo é sujeito à compressão enquanto o outro lado sofre tração. O eixo de rotação instantâneo separa as duas zonas. No lado da compressão o disco protraí, enquanto se contrai no lado da tração [10].	33
Tabela 2.2 - Esquema de Classificação de acordo com o Dr. Lenke [17].	36
Figura 2.25 - a) Coluna vertebral que apresenta falha de segmentação; b) Coluna vertebral que apresenta falha de formação [18].	37
Figura 2.26 - Radiografia convencional de um paciente com Escoliose Idiopática do Adolescente [22].	39
Figura 2.30 - À esquerda Raio-X e à direita imagem de uma ortótese de uma adolescente com escoliose [24].	43
Figura 2.31 - Barras: exemplos de alguns tipos de Barras usados em cirurgia de coluna. Barras longas com ganchos acoplados nas extremidades para correção de escoliose (A e B) e Barras paralelas mais curtas que são mantidas em posição por barra transversal e servem de suporte para parafusos pediculares de fixação (C e D) [22].	45
Figura 2.32 - Parafusos: imagens de TC no plano axial (A) e reconstruções multiplanares da coluna lombar ilustrando a instrumentação metálica sagital (B) evidenciando a artrodese metálica posterior com os parafusos bem posicionados na porção medial dos pedículos [22].	46
Figura 2.33 - Ganchos: estudo radiológico de dois pacientes evidenciando sinais de artrodese metálica posterior no segmento cervical (A) com fixação por meio de Barras, ganchos e parafusos pediculares e artrodese posterior no segmento lombar (B), com fixação por barra e gancho metálicos, além do enxerto ósseo já com sinais de fusão. Em ambos os pacientes os ganchos estão ancorados nas lâminas vertebrais [22].	46
Figura 2.34 - Radiografia anteroposterior (AP) pós-operativa (A) Radiografia lateral pós-operativa (B) ilustrando os fios implantados [25].	47
Figura 2.37 - Etapas a realizar na simulação numérica pelo MEF [37].	52
Figura 2.38 - a) Representação esquemática do alongamento e deformação linear positiva causada por uma carga de tração; b) Representação esquemática da compressão e deformação linear negativa causada por uma carga de compressão. As linhas a tracejado representam a peça antes da deformação e as linhas contínuas, após a deformação [40].	54
Figura 2.39 - Aparelho utilizado para realizar testes de tração tensão-deformação. A amostra é tracionada pela <i>crosshead</i> em movimento; a célula de carregamento e o extensómetro medem, respetivamente, a magnitude da carga aplicada e o deslocamento de tração [40].	55
Figura 2.40 - Diagrama tensão-deformação mostrando a deformação elástica num ciclo de carregamento e descarregamento [40].	56
Figura 2.41 - Diagrama tensão-deformação de um material com um comportamento não linear [40].	56
Figura 3.1 - Imagem TC da coluna vertebral da paciente com EIA.	66

Figura 3.2 - Modelo 3D da coluna com EIA obtido no <i>software Mimics</i>	67
Figura 3.3 - Modelo 3D da coluna com EIA. a) Imagem TC da coluna vertebral da paciente com EIA; b) Modelo 3D criado.	68
Figura 3.4 - Malha de Elementos Finitos da vértebra L1 (verde) e da vértebra L2 (rosa).	69
Figura 3.5 - Vértebra L1. a) Vértebra L1 sem o alisamento das superfícies superior e inferior; b) Vértebra L1 com o alisamento das superfícies superior e inferior.	69
Figura 3.6 - a) Geometria de um disco intervertebral; b) Geometria do disco entre L5 (a amarelo) e L4 (a vermelho)	70
Figura 3.7 - Cortes (com cor preta) ao longo do disco intervertebral L4-5 (vértebra L4 e L5).	71
Figura 3.8 - Malha de elementos finitos do disco L4-5 entre as vértebras L4 e L5.	71
Figura 3.9 - Anel fibroso dividido em 4 camadas, com as camadas a verde correspondentes às fibras (elementos do tipo <i>Rebar</i>) a +30° e a rosa com as fibras -30° (vértebra L4 e L5), núcleo pulposo a cor cinza.	72
Figura 3.10 - Camadas a cor verde com os elementos do tipo <i>Rebar</i> orientados a +30°; Núcleo pulposo a cor cinza.	73
Figura 3.11 - Camadas a cor rosa com os elementos do tipo <i>Rebar</i> orientados a -30°.	73
Figura 3.12 - Ligamentos longitudinais (a amarelo) e transversos (a rosa).....	74
Figura 3.13 - Conjunto de vértebras com a inserção dos ligamentos nas apófises transversas, espinhosas e corpos vertebrais.....	75
Figura 3.14 - Ligamentos supraespinhosos (a verde), ligamentos transversos (a rosa), ligamentos interespinhosos (a laranja) e ligamentos longitudinais anteriores e posteriores (a amarelo).	75
Figura 3.15 - Conjunto de pares de superfícies criadas para a criação da restrição <i>Tie</i> - a vermelho a superfície “mestre”; a rosa a superfície “escravo”.	77
Figura 3.16 - Restrição do movimento em todos os graus de liberdade dos nós das superfícies correspondentes às articulações acetabulares.....	78
Figura 3.17 - Restrição dos movimentos transversais e coronais dos nós pertencentes à superfície superior do corpo da vértebra C3.	79
Figura 3.18 - Simulação dos diferentes parafusos pediculares.....	80
Figura 3.19 - Eixo correspondente à coluna saudável (linha vermelha).	81
Figura 3.20 - a) Medida da Curvatura (Ângulo de <i>Cobb</i>) [56]; b) Cálculo do ângulo de <i>Cobb</i> e dos ápices das curvaturas do modelo 3D com EIA.	83
Figura 3.21 - Barra sujeita a uma força de tração com os elementos do tipo <i>Rebar</i> implementados em cada elemento [61].	86
Figura 3.22 - Representação das tensões com a alteração da orientação dos elementos do tipo <i>Rebar</i>	86
Figura 3.23 - Radiografias de uma paciente adolescente com escoliose idiopática da adolescente tratada com parafusos pediculares numa abordagem posterior da coluna vertebral. a) Radiografia posterior-anterior (PA) pré-operativa; b) Radiografia PA pós-operativa [27].	87
Figura 3.24 - a) Radiografia PA da paciente do presente estudo com EIA; b) Modelo 3D de elementos finitos com a simulação dos diferentes parafusos pediculares nas vértebras T1-L2.	88
Figura 3.25 - Magnitude das forças de reação medidas durante a simulação para cada vértebra.	88

Figura 3.26 - a) Modelo FEM da coluna vertebral com EIA; b) Modelo MEF pós-diminuição do ângulo de Cobb.	90
Figura 3.27 - a) Forças de reação; b) Forças de reação nas vértebras T1-T9; c) Forças de reação nas vértebras T10-L2.	93
Figura 3.28 - Campo de deslocamento transversal do modelo MEF após correção (mm).	93
Figura 3.29 - Campo de deslocamento axial do modelo MEF após correção (mm).	94
Figura 3.30 - Forças de Reação (N) entre a correção escoliótica com discectomia (laranja) e sem discectomia (azul).	96

Lista de tabelas

Tabela 2.1 - Estrutura Geral de uma Vértebra [6].	10
Tabela 2.2 - Esquema de Classificação de acordo com o Dr. Lenke [17].	36
Tabela 3.1 - Características da malha de elementos finitos dos ligamentos em cada par de vértebras [55]....	76
Tabela 3.2 - Distância ao Eixo da Coluna vertebral saudável calculadas relativamente à vértebra L5.	82
Tabela 3.3 - Propriedades dos materiais e tipo de elementos usados neste estudo [21], [59], [60].....	85
Tabela 3.4 - Características dos modelos do Presente estudo, do <i>Little et al.</i> , <i>Salmingo et al.</i> e de <i>Driscoll et al.</i> [57]-[59].	89
Tabela 3.5 - Translação das vertebras L2-T1 segundo os eixos x,y,z assim como a translação U_{x_i}	91
Tabela 3.6 - Características da EIA do presente estudo.....	92
Tabela 3.7 - Forças de Reação (N) que cada vértebra está sujeita durante a cirurgia de correção. A cinza estão representados os ápices das curvaturas lombar e torácica.	92
Tabela 3.8 - Forças de Reação (N) que cada vértebra está sujeita durante a cirurgia de correção. A cinza estão representados os ápices das curvaturas lombar e torácica.	95

Abreviaturas

Lista de abreviaturas (ordenadas por ordem alfabética)

AIS	Adolescent Idiopathic Scoliosis
C1	Atlas
C2	Áxis
L1-L5	Cinco vértebras lombares
T1-T12	Doze vértebras torácicas
EIA	Escoliose Idiopática do Adolescente
FEM	Finite Element Method
MEF	Método dos Elementos Finitos
mm	Milímetros
N	Newton
PA	Posterior-anterior
RM	Ressonância Magnética
SRS	<i>Scoliosis Research Society</i>
C1-C7	Sete vértebras cervicais
TC	Tomografia Computorizada
3D	Tridimensional
VEPTR	<i>Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib</i>

Lista de símbolos

E	Módulo de Elasticidade
τ	Tensão de Corte
ε	Deformação normal ou Axial
L_0	Comprimento Inicial
L_i	Comprimento Final

Ψ	Energia de Deformação
I_i	Invariantes de deformação
λ_i	Alongamentos Principais
P_i	Tensor principal de <i>Piola-Kirchhoff</i>
S_i	Tensor principal de <i>Piola-Kirchhoff</i>
σ_i	Tensões principais de <i>Cauchy</i>
μ_p	Módulos de corte (constantes do material)
α_p	Constantes adimensionais (constantes do material)
c_i	Constantes do material (para o módulo de <i>Yeoh</i>)

Capítulo 1

Introdução

1.1. Enquadramento

1.2. Objetivo

1.3. Metodologia

1.4. Estrutura

1.1. Enquadramento

A coluna vertebral é uma estrutura complexa do organismo humano constituída por um conjunto articulado mono-axial, embora com alguma rotação entre as vértebras. É anatómica e fisiologicamente edificada de maneira que suporte o peso da cabeça e do tronco, proteja a medula espinhal, permita aos nervos raquidianos abandonar a medula espinhal, proporcione um local de inserção muscular e, ainda, permita o movimento da cabeça e do tronco. A ocorrência de patologias é frequente dado que é uma estrutura biomecanicamente complexa sujeita a carregamentos de diversas origens e dependente de multifatores, como por exemplo o equilíbrio do crescimento muscular e hormonal.

A Escoliose Idiopática do Adolescente é uma patologia frequente nas idades compreendidas entre os 10-17 anos, que leva a um deslocamento lateral da coluna vertebral e a uma rotação das vértebras.

Tratamentos minimamente invasivos são soluções atrativas para reduzir as taxas de complicações cirúrgicas. Com o crescimento das tecnologias de apoio aos procedimentos cirúrgicos e a otimização dos métodos de imagem é possível antecipar um crescimento e aperfeiçoamento das técnicas minimamente invasivas para o tratamento da Escoliose Idiopática do Adolescente (EIA). Tendo em conta a importância da coluna vertebral e da elevada taxa de patologias incidentes, a utilização de *softwares* comerciais que permitam a análise biomecânica da coluna torna-se uma ferramenta

importante, permitindo o estudo dos deslocamentos, das deformações e das tensões da coluna vertebral quando sujeita a diferentes carregamentos.

1.2. Objetivo

Este trabalho tem como objetivo a previsão do resultado de uma cirurgia de correção da escoliose o que facilitará a tomada de decisão do cirurgião na escolha do tratamento mais adequado. O desenvolvimento de modelos que permitam a simulação computacional de cirurgias permitirá de uma forma interativa simular várias técnicas de instrumentação e implantologia de acordo com as escolhas do cirurgião.

Assim, construiu-se um modelo 3D da coluna vertebral com escoliose idiopática do adolescente, utilizando dados de tomografia computadorizada (TC).

O modelo 3D da coluna vertebral com EIA permitirá estudar-se várias incógnitas no tratamento cirúrgico desta patologia, nomeadamente, a gama de tensões que se podem exercer nos vários instrumentos e implantes médicos, tais como os parafusos pediculares e Barras, de maneira a prevenir fraturas nas vértebras, assim como o aumento da correção da curvatura escoliótica.

1.3. Metodologia

Este trabalho consistiu na construção de um modelo 3D da coluna vertebral com EIA a partir de imagens TC de uma doente de 14 anos, obtidas no Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia e no estudo biomecânico da coluna vertebral com EIA. Para a construção do Modelo 3D foram utilizados os *softwares Mimics e FEMAP*.

Uma vez que as imagens TC obtidas não apresentavam uma resolução suficiente para a definição da geometria das vértebras, o modelo foi obtido da seguinte forma: a partir das imagens TC e utilizando o *software Mimics* construiu-se um modelo 3D representativo do eixo da coluna vertebral da paciente. A estrutura das vértebras e a respetiva malha de elementos finitos foi obtida a partir de uma base de dados [1], sendo estas posteriormente posicionadas no modelo anteriormente construído. Posteriormente procedeu-se à criação dos discos intervertebrais e dos ligamentos associados à coluna vertebral. Para o efeito foi utilizado o *software* comercial *FEMAP*. Neste estudo os músculos não foram considerados.

A definição da malha dos discos intervertebrais foi realizada no programa Abaqus, assim como, a criação dos elementos do tipo *Rebar*, elementos de reforço que são implementados automaticamente, em cada elemento das camadas do anel fibroso; Estes elementos foram escolhidos dado que permitem tornar o processo de criação do modelo biomecânico da coluna vertebral com EIA, mais automático

e menos dispendioso em termos de tempo de preparação do modelo. O estudo biomecânico da coluna vertebral com EIA também foi efetuado utilizando o programa comercial *Abaqus*.

1.4. Estrutura

Este trabalho é apresentado em quatro capítulos. O capítulo 1, a introdução, onde sucintamente se apresenta o objetivo e a metodologia do trabalho.

O Capítulo 2 refere toda a revisão bibliográfica elaborada sobre a coluna vertebral e a patologia incidente, a Escoliose Idiopática do Adolescente (EIA), assim como, sobre a técnica a ser utilizada para a construção de um modelo 3D da coluna vertebral e a abordagem pelo método dos elementos finitos utilizado no estudo biomecânico da coluna vertebral com EIA; o Capítulo 3 são especificados todas as etapas realizadas para a construção do modelo 3D e para o estudo biomecânico da coluna com EIA, a validação deste estudo, assim como, a representação dos resultados e sua discussão. Por fim, no Capítulo 4 são apresentadas as conclusões e considerações do presente estudo e ainda, as perspectivas futuras.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

- 2.1. Termos Anatômicos
- 2.2. Coluna Vertebral
- 2.3. Biomecânica da Coluna Vertebral
- 2.4. Escoliose Idiopática do Adolescente
- 2.5. Segmentação e Reconstrução 3D de Estruturas em Imagens Médicas

2.1. Termos Anatômicos

Termos coloquiais, como frente, para trás, aspecto superior, inferior, interior, aspecto exterior têm a vantagem de serem termos de fácil reconhecimento, mas não são aplicáveis a todas as situações. Definições anatómicas universalmente aceitáveis são portanto necessárias para descrever os atributos físicos. Superfícies corporais, planos e posições são sempre descritos em relação à posição anatómica - como se a pessoa estivesse em pé ereta, de frente, de pernas ligeiramente afastadas com os joelhos apontando diretamente para a frente, e os braços para os lados com as palmas das mãos voltadas para a frente [2].

Este capítulo descreve os principais planos, assim como, os movimentos e terminologias habitualmente utilizadas na descrição da coluna vertebral.

2.1.1. Terminologias

Os principais planos do corpo são nomeados *sagital*, *coronal* e *plano transversal* (Figura 2.1). Estes definem a direção através da qual o corpo (ou parte do corpo) é vista em qualquer descrição. Os planos sagitais, paralelos uns aos outros, passam verticalmente através do corpo a partir da frente para trás e o sagital médio ou plano mediano divide o corpo em metades direita e esquerda. Os planos coronais também são orientados verticalmente em ângulos retos com os planos sagitais. Por último os planos transversais passam horizontalmente em todo o corpo [2].

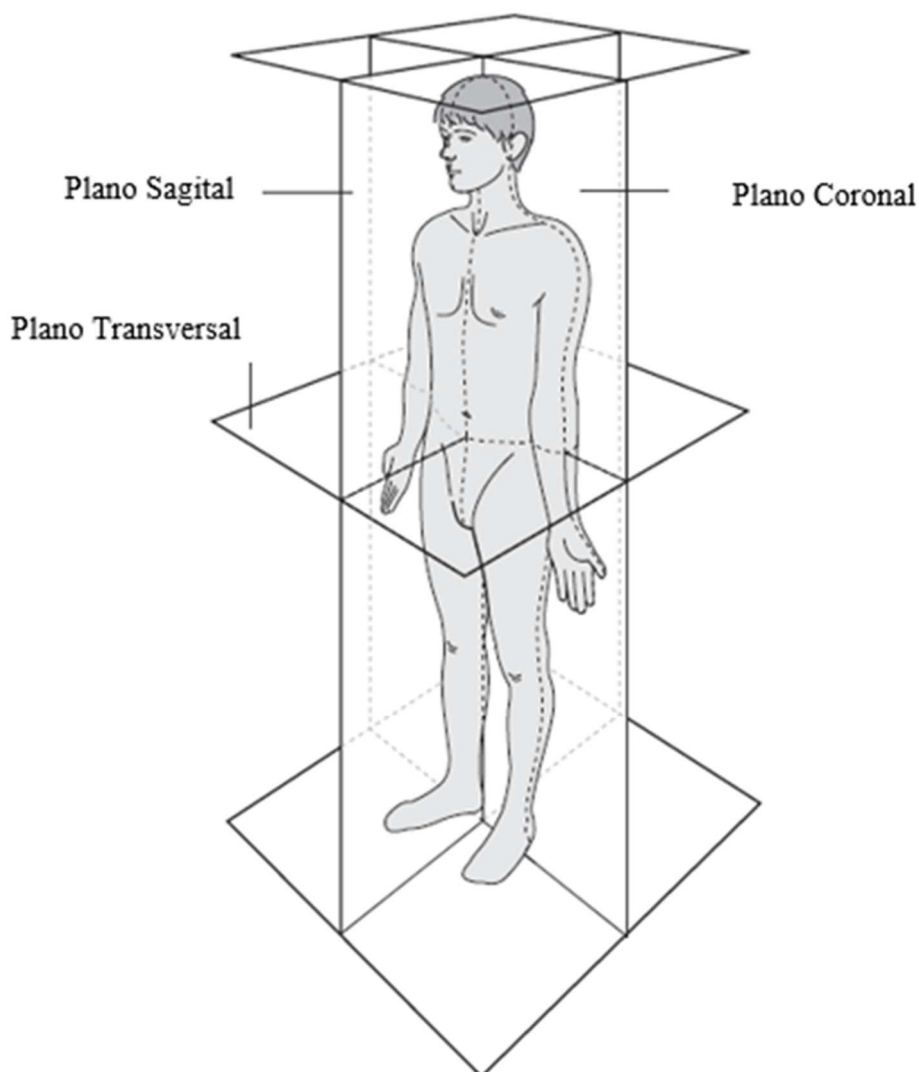


Figura 2.1 - Os principais planos do corpo humano vista na posição anatômica: sagital, coronal e transversal [2].

Anterior refere-se ao lado frontal e *posterior* ao lado posterior do corpo ou de uma parte do corpo. Os termos *ventral* e *dorsal*, também são usados relativamente à parte frontal ou posterior, respetivamente.

Medial significa voltado para o plano mediano ou linha média do corpo, e *lateral* tudo o que está a lateral do plano mediano. Estes termos são normalmente aplicados a um membro, à clavícula ou a uma metade da zona pélvica.

Proximal e *distal* são utilizados principalmente para as partes das extremidades, ou seja, respetivamente à extremidade superior e à extremidade inferior que aparecem na posição anatómica. *Alinhamento axial* descreve o arranjo longitudinal dos segmentos de membros adjacentes ou partes de um único osso.

Alinhamento rotacional refere-se ao arranjo “espiralado” de segmentos de um osso longo (ou um membro inteiro) em torno de um único eixo longitudinal.

Flexão e *extensão* são movimentos articulares no plano sagital, mais facilmente imaginadas nas articulações de dobradiça como o joelho, cotovelo e as articulações dos dedos das mãos e dos pés (Figura 2.2) [2].

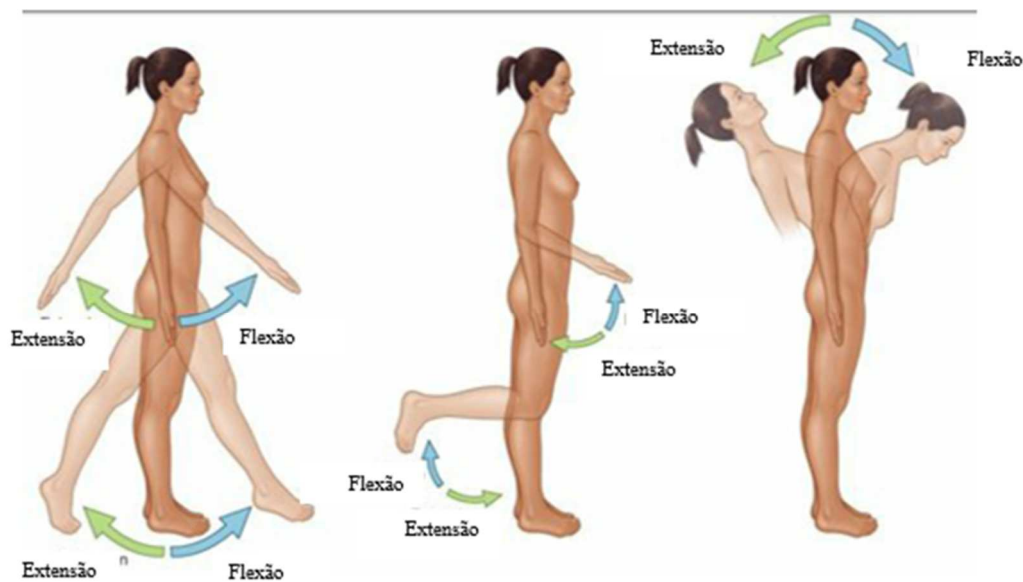


Figura 2.2 - Movimentos de flexão e extensão [3].

Rotação lateral e *rotação medial* são movimentos de torção, para fora e para dentro, em torno de um eixo longitudinal (Figura 2.3) [2].



Figura 2.3 - Rotação lateral (Flexão lateral) e rotação medial [3].

2.2. Coluna Vertebral

Neste secção é retratada de uma maneira geral, a coluna vertebral, salientando as suas regiões, curvaturas, assim como, a descrição dos diferentes componentes ósseos e também as articulações entre os corpos vertebrais.

2.2.1. Aspetos Anatômicos Gerais da Coluna Vertebral

A coluna vertebral é considerada como uma barra firme e flexível, oferece estabilidade e mobilidade ao corpo humano devido à sua constituição por 26 ossos individuais ligados através de articulações, fortes ligamentos suportados dinamicamente pela massa muscular envolvente. Como se pode verificar na Figura 2.4, são distinguidas cinco regiões que formam a coluna, 7 vértebras cervicais (C1-C7), 12 vértebras torácicas (T1-T12), 5 vértebras lombares (L1-L5), um sacro ou osso sagrado e um osso coccígeo. A região cervical constitui o esqueleto axial do pescoço e o suporte da cabeça, a região torácica suporta a cavidade torácica, a lombar suporta a cavidade abdominal e permite a mobilidade entre a parte torácica do tronco e a pelve, a sacral une a coluna vertebral à cintura pélvica e, por último, a região coccígea é uma estrutura rudimentar em humanos, mas possui função do soalho pélvico [4], [5].



Figura 2.4 - Coluna Vertebral [5].

Como se pode verificar na figura 2.4, acima ilustrada, a coluna vertebral apresenta 4 curvaturas principais. Devido à posição fetal, são distinguidas duas curvaturas como primárias, a curvatura torácica e sacral, sendo estas convexas posteriormente. As curvaturas secundárias surgem após o nascimento, as curvaturas cervical e lombar, côncavas posteriormente [4], [5].

2.2.3. Componentes Anatómicos da Coluna Vertebral

2.2.3.1. Vértebras

As vértebras apesar de diferirem consoante a região da coluna vertebral apresentam uma morfologia semelhante (Figura 2.4). Uma vértebra é constituída por um corpo, um arco e diversas apófises. A Tabela 2.1 descreve de uma forma sucinta, a estrutura geral de uma vertebra.

Tabela 2.1 - Estrutura Geral de uma Vértebra [5].

Estrutura	Descrição
Corpo	Com forma de cilindro; é habitualmente a parte com maiores dimensões, com superfícies achatadas que se orientam superior e inferiormente; forma a parede anterior do buraco vertebral; os discos intervertebrais localizam-se entre os corpos.
Buraco Vertebral	Buraco em cada vértebra pelo qual passa a medula espinhal; os buracos vertebrais adjacentes formam o canal vertebral.
Arco Vertebral	Forma as paredes laterais e posterior do buraco vertebral; tem diversas apófises e superfícies articulares.
Pedículos	Um de cada lado formam a raiz do arco; formam a parede lateral do buraco vertebral.
Lâminas	Parte posterior do arco; formam a parede posterior do buraco vertebral.
Apófises Transversas	Apófises que se dirigem lateralmente a partir da junção da lâmina com o pedículo; local de inserção muscular.
Apófise Espinhosa	Apófise que se dirige posteriormente a partir da junção das duas lâminas; local de inserção de músculos; reforça a coluna vertebral, permitindo-lhe movimento.

Apófises Articulares

Apófises superior e inferior que contêm facetas articulares pelas quais as vértebras se articulam umas com as outras; fortalecem a coluna vertebral e permitem os movimentos.

Buracos de Conjugação

Abertura lateral entre duas vértebras adjacentes, pela qual os nervos raquidianos saem do canal vertebral.

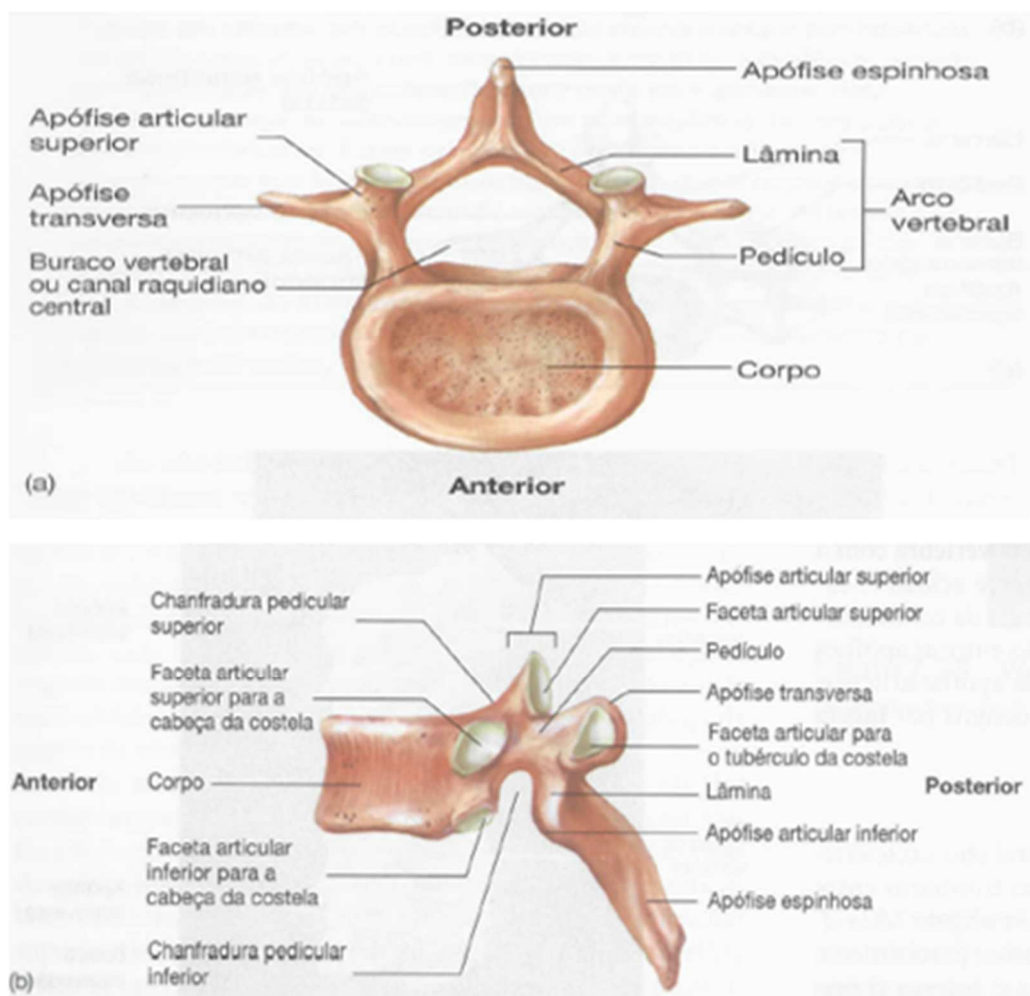


Figura 2.5 - (a) Vista superior; (b) Vista lateral de uma vértebra torácica [5].

As vértebras vão tomando características diferentes consoante a região da coluna.

i) Vértèbras Cervicais

As vértebras cervicais são sete, como já foi referido anteriormente, apresentando corpos muito pequenos. A primeira e a segunda vértebra cervical designam-se como Atlas e Áxis, respetivamente (Figura 2.6). O atlas é a vértebra onde repousa o crânio, não apresenta corpo vertebral nem apófise espinhosa. O áxis forma um eixo vertical fixo (apófise odontóide ou dente), em torno do qual o atlas gira, levando consigo o crânio.

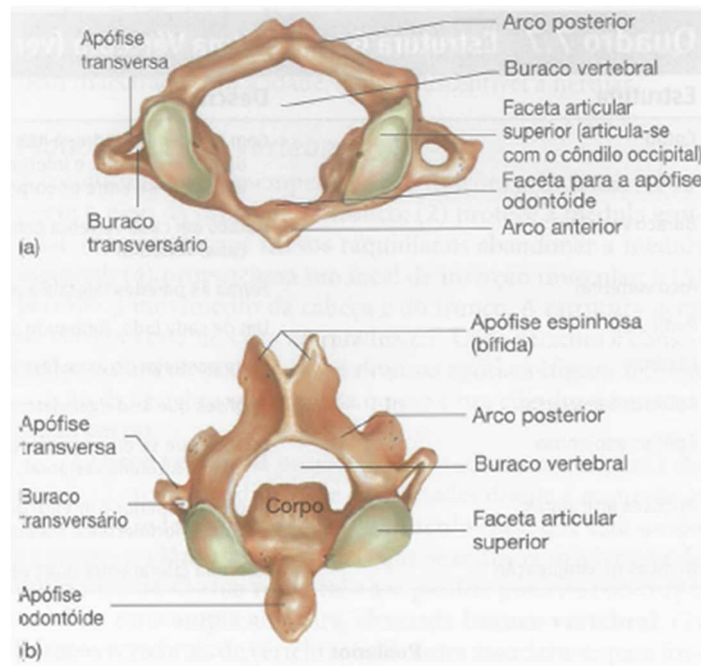


Figura 2.6 - (a) Atlas (1ª vértebra cervical), vista superior. (b) Áxis (2ª vértebra cervical), vista ligeiramente posterior e superior [5].

Da terceira à sexta vértebra cervical, apresentam todas elas um corpo vertebral pequeno e largo e um apófise espinhoso curto e bífido (Figura 2.7).

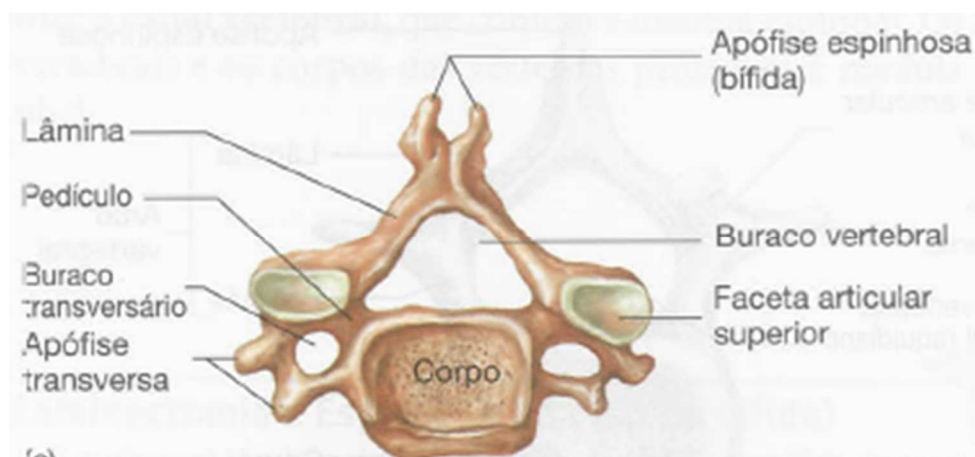


Figura 2.7 - Quinta vértebra cervical, vista superior [5].

Enquanto que as vértebras cervicais anteriores, apresentam apófises curtos, a sétima vértebra cervical já apresenta uma apófise espinhosa longa, visível e palpável à superfície quando o pescoço se encontra fletido [4]

ii) Vértebras Torácicas

As vértebras torácicas apresentam apófises espinhosas longas e finas (Figura 2.8). A primeira vértebra assemelha-se a uma vértebra cervical. As primeiras 10 vértebras torácicas apresentam nas suas apófises transversas facetas articulares pelas quais se articulam as tuberosidades das costelas. A décima segunda vértebra torácica trata-se de uma vértebra de transição, possuindo facetas costais mas, em contrapartida, possuem apófises articulares e espinhosas semelhantes às vértebras lombares. O corpo destas vértebras torácicas assemelha-se ao formato de um rim. Ao todo contam-se 12 vértebras torácicas [5].

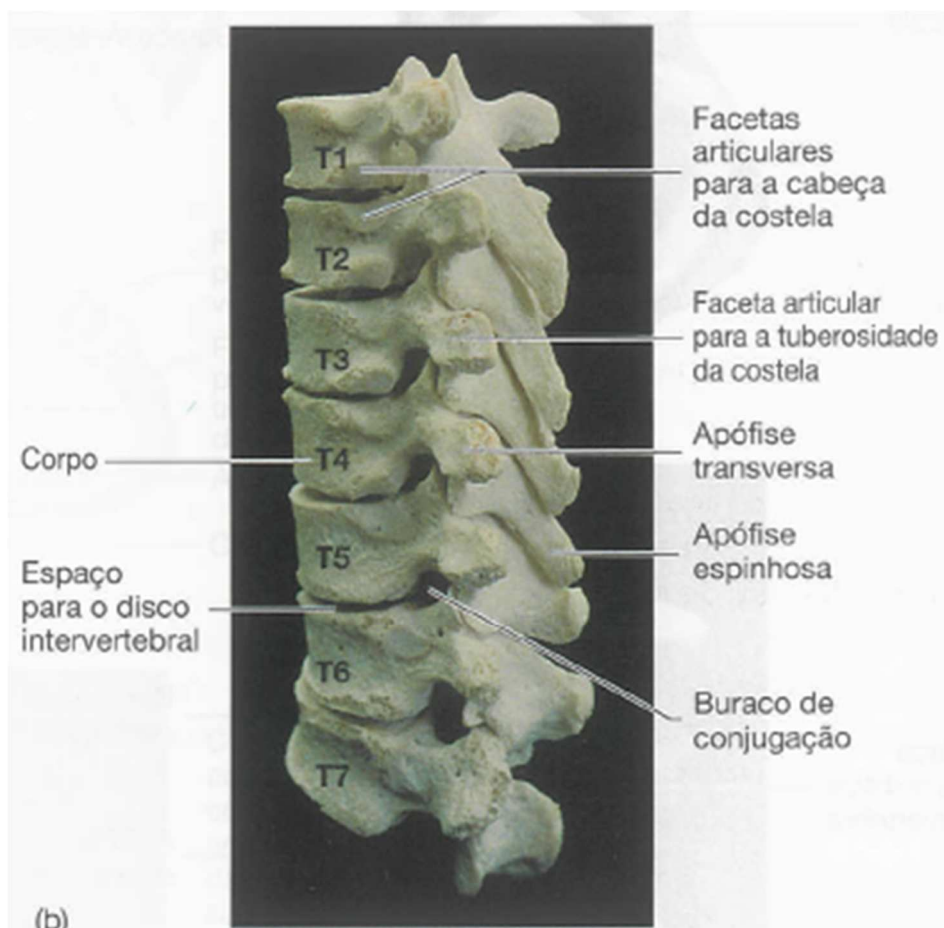


Figura 2.8 - Conjunto de 7 vértebras torácicas, vista lateral [5].

iii) Vértebras Lombares

As vértebras lombares apresentam uns corpos largos e robustos e apófises transversas e espinhosas fortes e retangulares (Figura 2.9). Quando a superfície articular superior de uma vértebra lombar se articula com a superfície articular inferior de outra vértebra lombar tomam uma disposição que aumenta a resistência mecânica da parte inferior da coluna vertebral e limita a rotação das vértebras lombares [5].

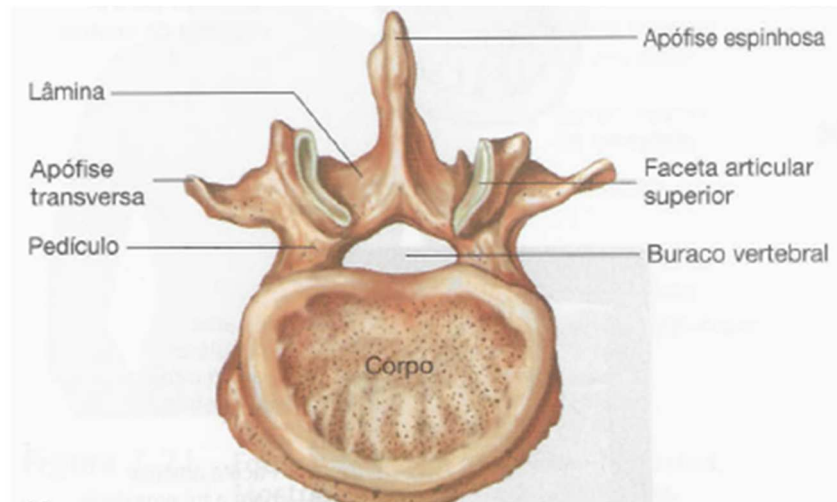


Figura 2.9 - Vértebra Lombar vista de cima [5].

iv) Sacro

O sacro é constituído por 5 vértebras sagradas, que se fundem no adulto formando um osso em forma de cunha. A face pélvica é a face anterior com uma forma côncava e lisa. Esta face apresenta quatro pares de buracos sagrados (buracos de conjugação), por onde saem os ramos ventrais dos primeiros nervos sacrais e os seus vasos. Á a face dorsal é rugosa e convexa, onde as apófises espinhosas das quatro primeiras vértebras sagradas formam a crista sacral mediana. A apófise espinhosa da quinta vértebra sagrada não se forma, deixando um hiato sagrado. Esta face é também constituída por buracos sagrados. O promontório sagrado é um ponto de referência que separa a cavidade abdominal da cavidade pélvica (Figura 2.10) [4], [5].

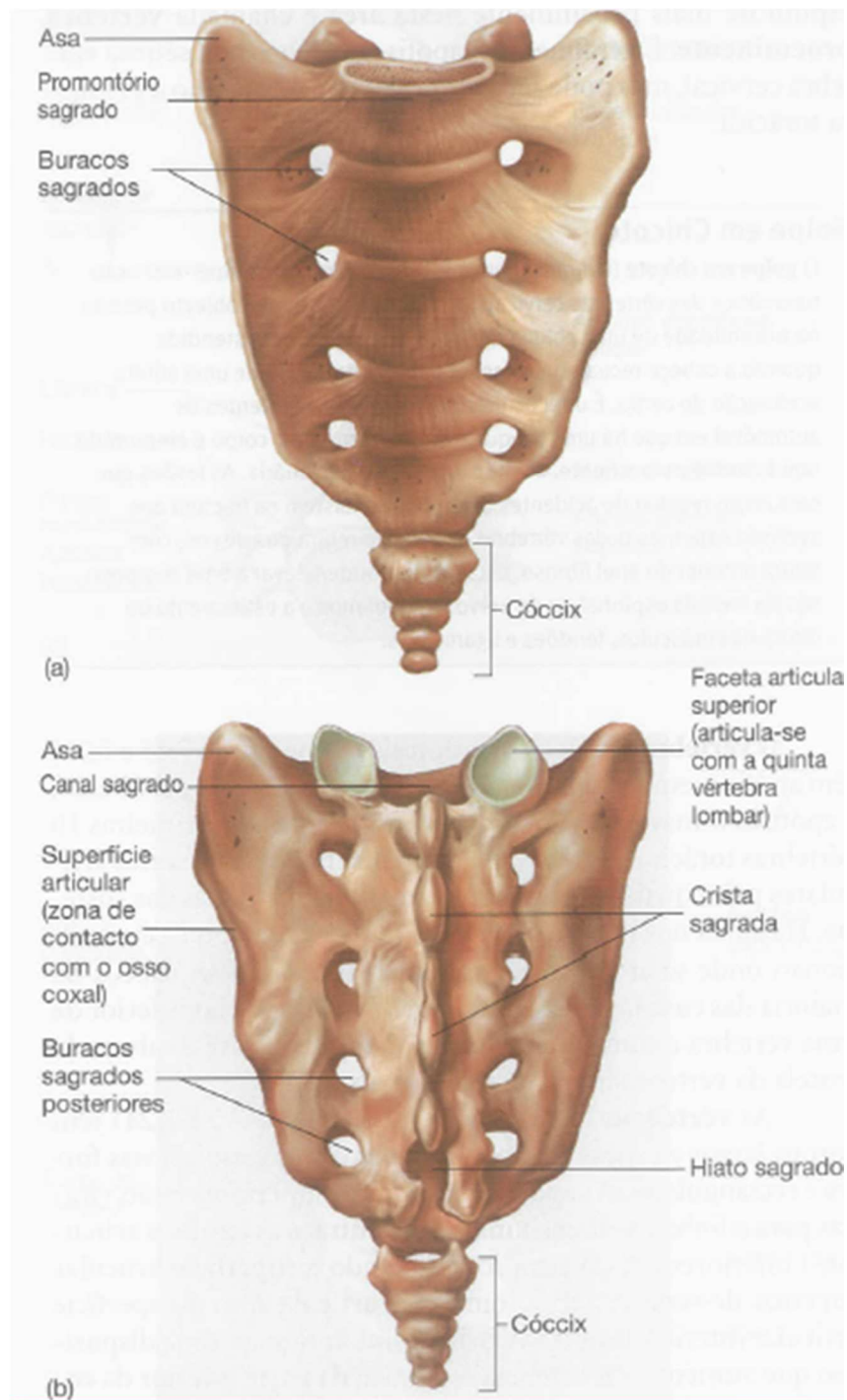


Figura 2.10 - (a) Sacro, vista anterior. (b) Sacro, vista posterior [5].

v) Cócix

O cóccix é o elemento mais inferior da coluna vertebral em forma de triângulo, com o vértice voltado para baixo (Figura 2.10). É constituído habitualmente por três a cinco vértebras de tamanho reduzido comparativamente às restantes vértebras da coluna vertebral, mais ou menos fundidas, sendo desprovidas de buracos vertebrais apresentando umas apófises não

muito desenvolvidas. A primeira vértebra possui dois cornos que se articulam com os cornos sacrais [4], [5].

2.2.4. Artrologia da Coluna Vertebral

De uma forma muito resumida, as articulações são classificadas estruturalmente como fibrosas, cartilagueas e sinoviais, mas podem ser classificadas também de acordo com a sua função, com base no grau de mobilidade de cada uma. Fala-se então em sinartroses (imóveis), anfiartroses (semimóveis) e diartroses (que se movem livremente). Procurando uma maior precisão, as articulações geralmente são classificadas estruturalmente. A coluna vertebral é constituída por articulações entre os corpos vertebrais, articulações dos arcos vertebrais, articulações costo-vertebrais e costo-transversas, articulações sacroilíacas, e ainda, por articulações especiais, sendo estas as atlanto-occipital, atlanto-axial e unco-vertebrais [4], [5].

Nesta subsecção será abordada toda a artrologia referente à coluna vertebral, incluindo todos os constituintes que oferecem, de certa forma, estabilidade e flexibilidade criando todas as condições necessárias para um equilíbrio estrutural da coluna vertebral.

2.2.4.1. Articulações entre corpos vertebrais

As articulações entre os corpos vertebrais tratam-se de articulações cartilaginosas secundárias que ligam dois ossos entre si por meio de fibrocartilagem, designando-se por isso sínfises. Devido à natureza flexível da fibrocartilagem, estas articulações apresentam algum movimento, chamando-se anfiartroses [3], [5]. As articulações entre as vértebras são formadas pelos corpos vertebrais de duas vértebras adjacentes, os ligamentos longitudinais que ligam os corpos e pelos discos intervertebrais [4]. Estas articulações são destinadas para suportarem cargas de peso-rotação e força [3].

i) Discos Intervertebrais

Os discos intervertebrais são constituídos pelo núcleo pulposo, pelo anel fibroso e pelas placas terminais cartilaginosas. (Figura 2.11). Cada disco consiste de um anel fibroso, de uma parte exterior fibrosa, composta por lâminas concêntricas de fibrocartilagem e de uma massa central gelatinosa, o núcleo pulposo. As fibras que formam cada lamela do ânulo fibroso apresentam-se obliquamente, cerca de 30° ou mais a partir da vertical. Já as fibras das lamelas adjacentes cruzam-se obliquamente, em direções opostas com ângulos de mais de 60° com a vertical. Este arranjo das fibras permite uma rotação limitada entre as vértebras adjacentes, proporcionando um forte vínculo entre elas. O anel é mais fino posteriormente e podem estar

incompletos posteriormente na região cervical em adulto. Este torna-se ainda, cada vez menos vascularizado centralmente, e apenas o terço externo do ânulo recebe inervação sensitiva [3].

O núcleo pulposo, que ocupa o centro do disco, é branco, gelatinoso e muito plástico tendo um comportamento de um fluido. Este núcleo apresenta uma matriz de proteoglicanos hidratada. Esse alto teor de água é máximo ao nascimento diminuindo com a idade, ficando mais fibrocartilagenoso e menos espesso tornando-se propício a fissuras [4].

Em conjunto, os discos são responsáveis por 20-25% do comprimento em altura da coluna vertebral. Estes permitem o movimento entre as vértebras adjacentes; a sua capacidade de deformação elástica, têm um papel de amortecimento [3].

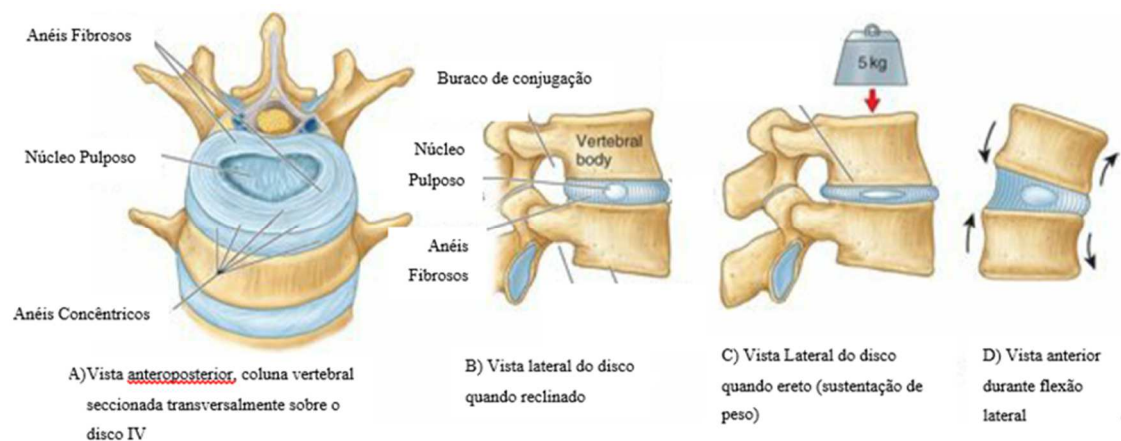


Figura 2.11 - Estrutura e função do disco vertebral. A) O disco é constituído por um núcleo pulposo e um ânulo fibroso. As camadas superficiais foram cortadas e separadas para mostrar a direção das fibras. Note-se que a espessura dos anéis diminui posteriormente. B) O núcleo pulposo fibrocartilagenoso ocupa o centro do disco, e atua como um mecanismo de absorção de choque. C) O núcleo pulposo achata e o ânulo dilata quando o peso é aplicado. D) Durante os movimentos de flexão e extensão, o núcleo pulposo serve como um ponto de apoio. O ânulo é simultaneamente colocado sobre compressão num lado e em tensão sobre o outro lado [3].

ii) Ligamentos Longitudinais

Existem dois ligamentos longitudinais distintos, denominados por anterior e posterior (Figura 2.12). Estes ligamentos ajudam a manter as vértebras e os discos intervertebrais na posição correta, mantendo-os juntos. O ligamento longitudinal anterior encontra-se ao longo de todo o comprimento longitudinal da coluna na parte anterior dos corpos vertebrais. Este ligamento, na parte mais a topo da coluna cervical, insere-se no tubérculo anterior do atlas e no fundo da coluna, espalha-se sobre a superfície pélvica do sacro. O ligamento longitudinal posterior, como o nome indica estende-se longitudinalmente na parte posterior dos corpos vertebrais passando pelo canal vertebral encostando-se mesmo aos discos intervertebrais. Este, no topo da coluna cervical insere-se no osso occipital e na região inferior da coluna vertebral dispersa-se no canal sacral [4], [6].

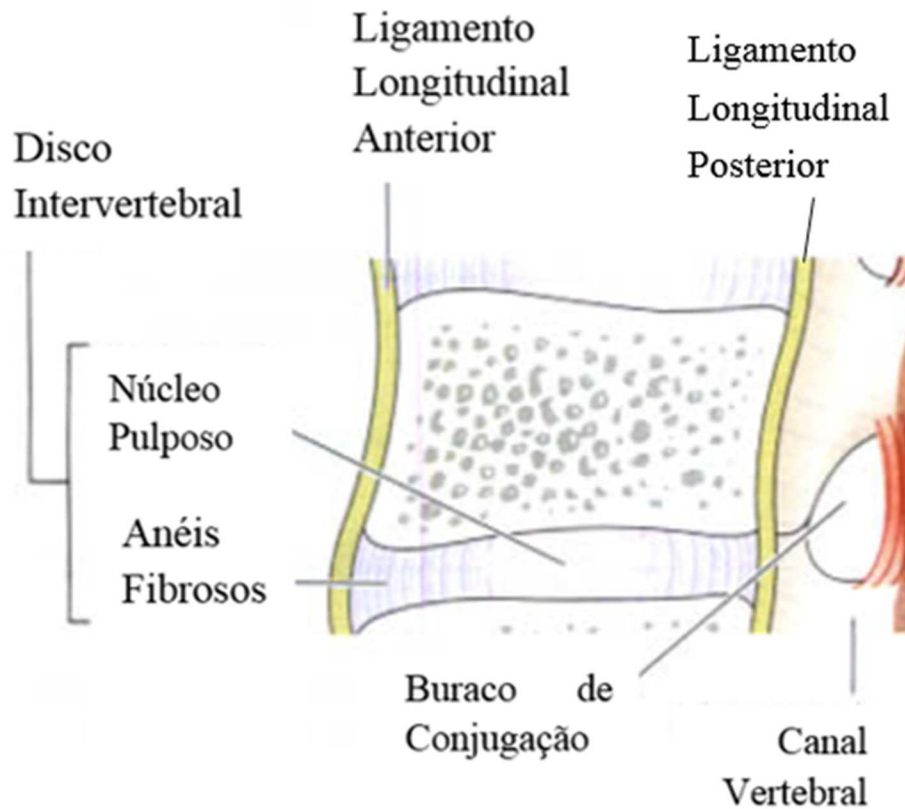


Figura 2.12 - Secção de uma vértebra da coluna vertebral e os respetivos ligamentos longitudinais anterior e posterior [6].

2.2.4.2. Articulações entre os arcos vertebrais

Os arcos vertebrais são ligados por articulações sinoviais chamadas zigoapofisárias (Figura 2.13), formadas pelas apófises articulares inferiores e superiores de duas vértebras vizinhas e por ligamentos acessórios que se conectam com as lâminas e as apófises transversas e espinhosas. Estas articulações possuem cápsula articular fina e folgada que permite o movimento característico dos vários segmentos da coluna vertebral [3] [4].

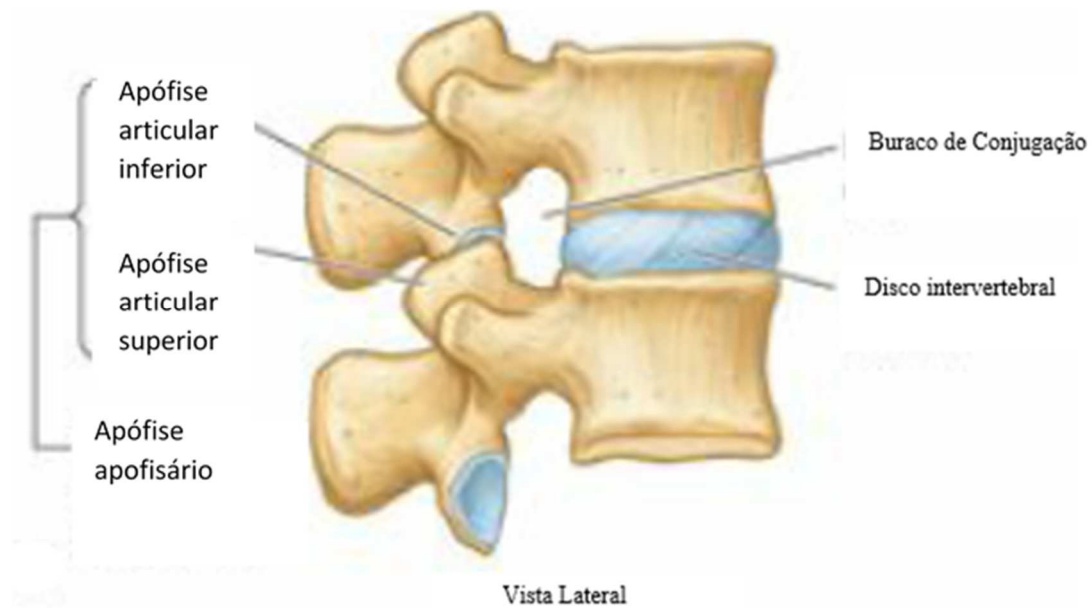


Figura 2.13 - Articulação Zigoapofisária [3].

i) Ligamentos Acessórios

Os ligamentos acessórios são formados por quatro ligamentos, os *ligamentos amarelos*, o *supraespinhosos*, os *interespinhosos* e, por último, os *intertransversos* (Figura 2.14). Os ligamentos acessórios ligam-se às lâminas e aos processos transversos e espinhosos, tornando a coluna vertebral numa estrutura mais estável.

- **Ligamentos Amarelos:** Estes ligamentos ligam as lâminas das vértebras adjacentes e tendem a ficar mais espessos à medida que se percorre a coluna, da região cervical até à lombar.
- **Ligamentos Supraespinhosos:** têm início na vértebra C7 estendendo-se até à vértebra L3 ou L4. Acima da vértebra C7 estes ligamentos são substituídos pelo ligamento nucal. A partir da vértebra L4, deixa de existir o ligamento existindo apenas as fibras musculares constituintes do músculo grande dorsal, que desempenham a mesma função dos ligamentos;
- **Ligamentos Interespinhosos:** têm como função ligar as apófises espinhosas constituintes de vértebras adjacentes, estendendo-se desde os ligamentos amarelos até aos ligamentos supraespinhosos. São ligamentos que não mantêm uma estrutura regular, manifestando-se de diversas formas consoante a região da coluna vertebral. Nas vértebras cervicais não são notáveis, nas torácicas são estreitos e longos e nas lombares são espessos e quadrilaterais dispendo-se em pares, esquerdo e direito;
- **Ligamentos Intertransversos:** ligam as apófises transversas apesar de terem pouco vigor ao longo da coluna excetuando a região lombar onde se apresentam de uma forma fina e membranosa [7][4][6].

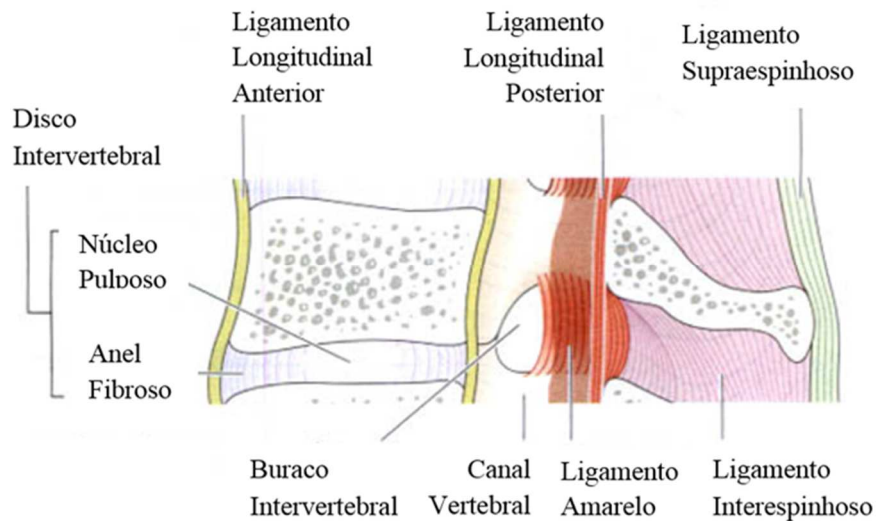


Figura 2.14 - Secção de uma vértebra da coluna vertebral e os respetivos ligamentos supraespinhoso e interespinhoso [6].

2.2.4.3. Articulações atlanto-occipitais

A primeira vértebra cervical, o atlas (ou C1), encontra-se ligada ao osso occipital por articulações sinoviais do tipo elipsoide que permitem movimentos angulares. O osso occipital encontra-se ligado ao atlas por um par de cápsulas mais espessas posteriormente e lateralmente e pelas **membranas atlanto-occipital anterior e posterior** (Figura 2.15). A membrana atlanto-occipital anterior é uma membrana fibrosa larga e densa que vai ligar o bordo anterior do buraco occipital ao bordo superior do arco anterior do atlas, sendo fortalecida medialmente pelo ligamento longitudinal anterior designado por **corda mediana**. Quanto à **membrana atlanto-occipital posterior**, é uma membrana larga mas pouco espessa que liga a região posterior do buraco occipital à superfície do arco posterior do atlas combinando-se lateralmente com as cápsulas das articulações.

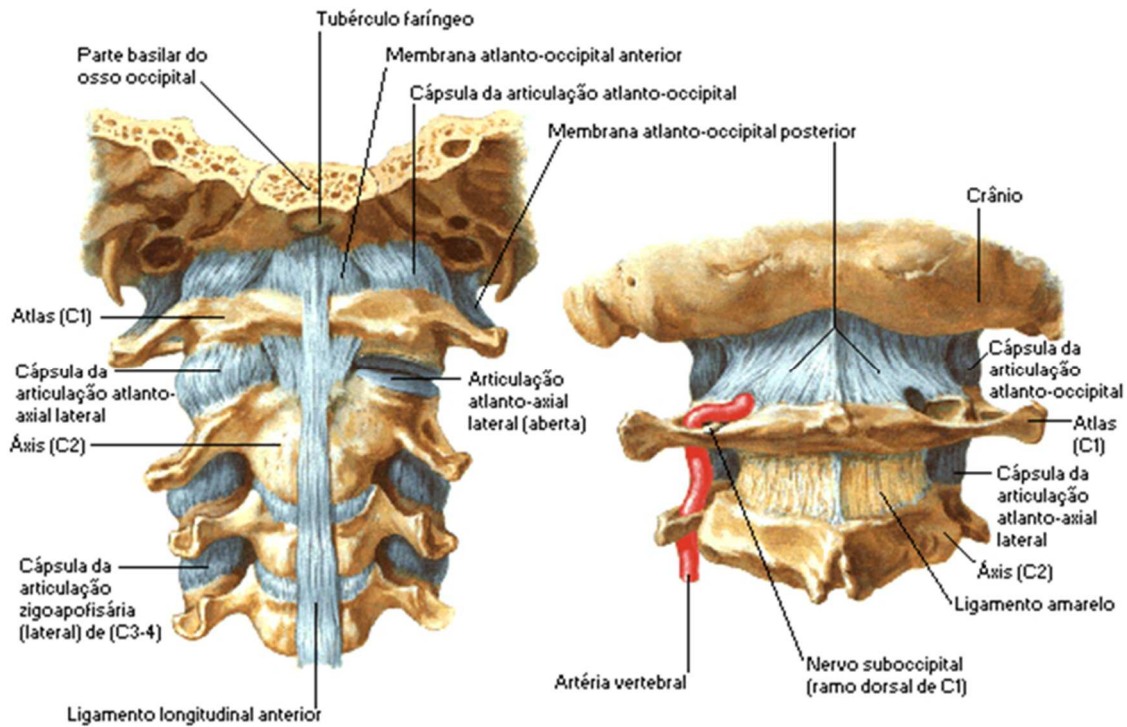


Figura 2.15 - Articulação atlanto-occipital vista anterior à esquerda e posterior à direita e as respectivas membranas atlanto-occipital anterior e posterior [8].

No que diz respeito à ligação entre o áxis e o osso occipital existem também diversos ligamentos a ter conta, a **membrana tectória**, os **ligamentos alares** e o **ligamento apical do dente** (Figura 2.16).

A **membrana tectória** é a continuação do ligamento longitudinal posterior que se estende para dentro do canal vertebral. Esta insere-se no corpo do áxis ascendendo até ao sulco basilar do osso occipital.

Os **ligamentos alares** vão ligar horizontal e lateralmente a região do ápice do dente à região medial dos côndilos occipitais. Estes ligamentos são consistentes em fibras de colagénio reorganizadas paralelamente, limitando a rotação atlanto-axial.

Por último, o **ligamento apical do dente** estende-se entre os ligamentos alares, desde o ápice do dente à região anterior do buraco occipital [7].

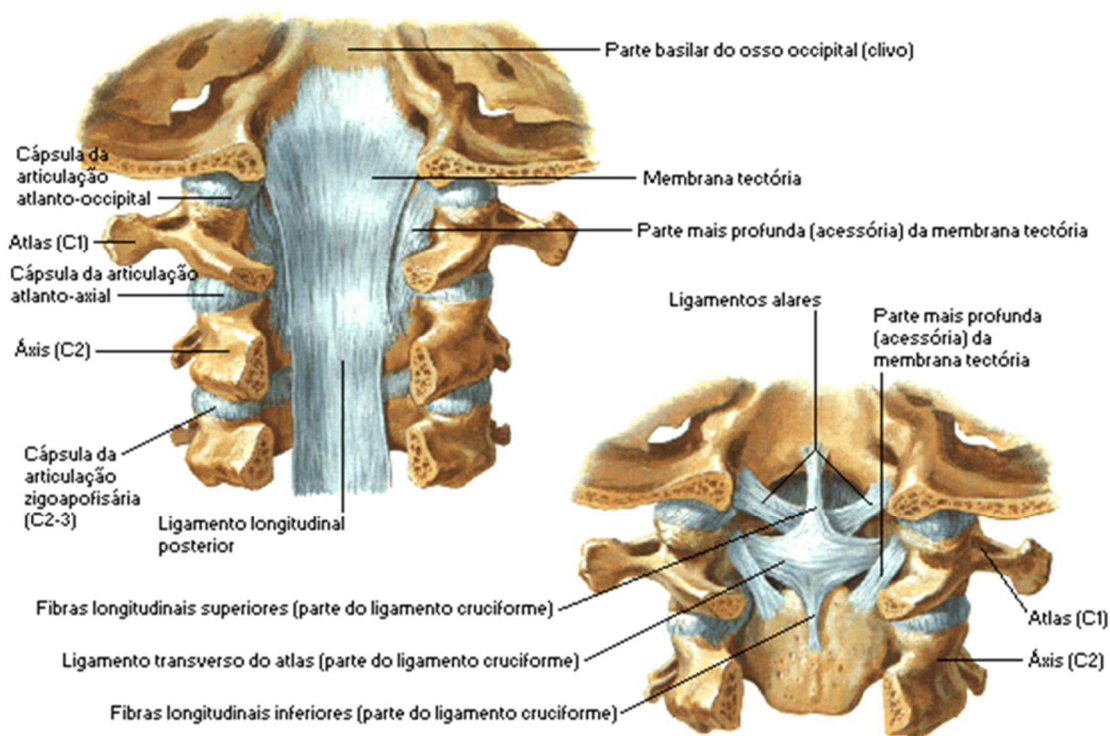


Figura 2.16 - Articulação atlanto-occipital vista posterior à esquerda e anterior à direita com a inserção dos respectivos ligamentos e membranas [8].

2.2.4.4. Articulação atlanto-axiais

O atlas (C1) forma uma articulação com o áxis (C2) a partir de três articulações sinoviais (Figura 2.17). Esta articulação compreende as seguintes estruturas: as **cápsulas articulares**, o **ligamento transverso do atlas**, o **ligamento cruciforme** e o **ligamento longitudinal anterior**. As vértebras atlas e áxis estão ligadas anteriormente pelo ligamento longitudinal anterior. O ligamento transverso do atlas é um ligamento forte e largo que contorna o arco do atlas por detrás do dente do áxis. Este liga-se lateralmente a dois tubérculos do atlas com fibras de colagénio. O ligamento cruciforme é composto por um **feixe transverso** e por dois **feixes longitudinais**.

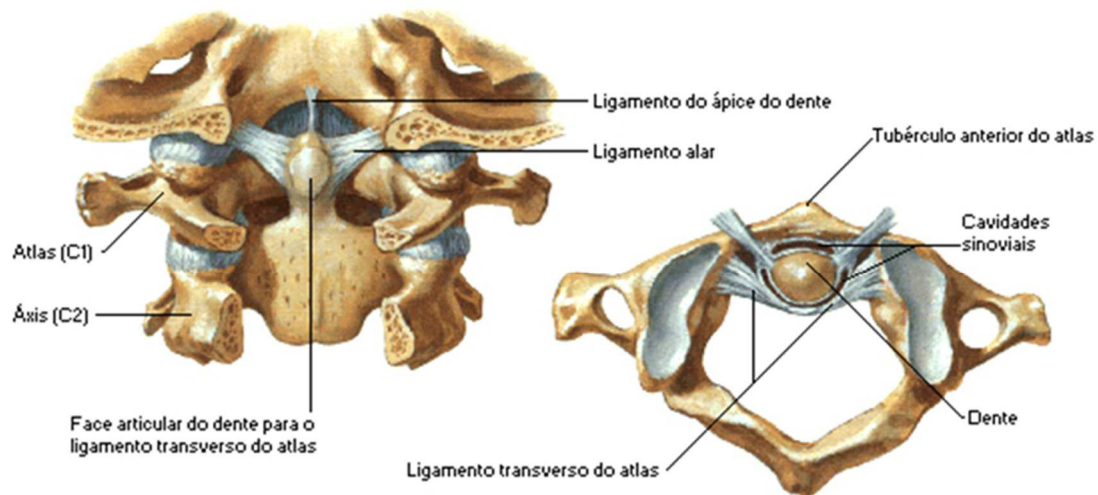


Figura 2.17 - Articulação atlanto-axial vista anterior à esquerda e vista superior à direita [8].

2.2.4.5. Articulações costovertebrais

A articulação costovertebral (Figura 2.18) articula em duas partes das vértebras torácicas, onde a cabeças das costelas articulam com os corpos vertebrais formando articulações sinoviais; os seus colos e tubérculos articulam com as apófises transversas, designam-se como **articulações costotransversas**. No caso das primeiras costelas, décima, décima primeira e décima segunda costelas as articulações formam uma articulação sinovial simples, articulando-se apenas com uma única vértebra, ao contrário das restantes costelas que se ligam aos corpos e discos intervertebrais de vértebras adjacentes. Estas últimas formam articulações sinoviais compostas e complexas, sendo atravessadas pelo **ligamento intra-articular** produzindo um compartimento sinovial duplo. Os ligamentos associados são **capsulares**, **radiados** e **intra-articulares** [7].

- **Ligamentos Capsulares:** unem as cabeças das vértebras com as cavidades articulares formadas pelas vértebras e os discos intervertebrais. Estes são constituídos por feixes de tecido fibroso curtos e resistentes [8].
- **Ligamentos Radiados:** Estes ligamentos ligam as partes anteriores de cada cabeça costal aos corpos de duas vértebras adjacentes e aos discos intervertebrais;
- **Ligamentos intra-articulares:** são ligamentos curtos e achatados, ligados lateralmente á crista entre as facetas articulares costais e medialmente ao disco intervertebral. Este é ausente nas primeiras, décima, décima primeira e segunda articulações.

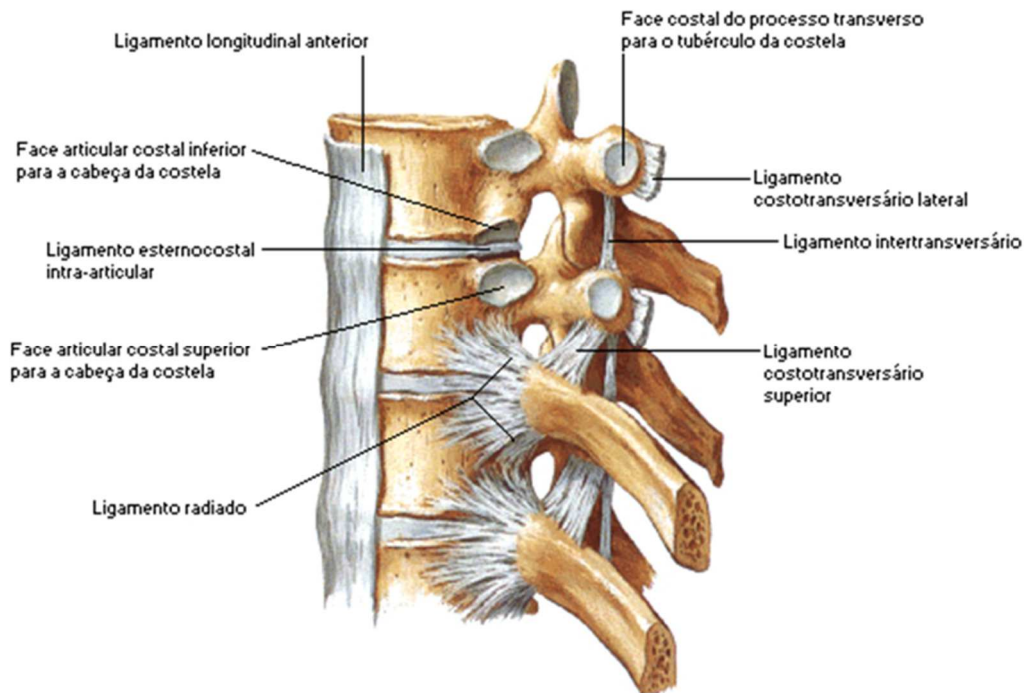


Figura 2.18 - Representação dos ligamentos nas articulações costovertebrais (vista lateral) [8].

Os ligamentos das articulações costotransversas ou costotransversais são o **capsular** (articulação fina ligada às periferias articulares de natureza sinovial), **costotransverso**, **costotransverso superior**, **costotransverso lateral** e, por último, o **acessório** (Figura 2.19).

- **Ligamento costotransverso:** as fibras deste ligamento estendem-se do colo até à superfície anterior da apófise transversária, deixando de existir nas últimas duas costelas;
- **Ligamento costotransverso superior:** apresenta uma camada anterior e posterior, em que a parte anterior está ligada entre a crista do colo costal e a face inferior da apófise transversária superior associando-se, lateralmente, com a membrana intercostal interna. A camada posterior liga-se ao colo costal, subindo posteromedialmente à apófise transversária acima. Este ligamento é inexistente na primeira costela;
- **Ligamento acessório:** é medial ao ligamento costotransverso superior. Os feixes deste ligamento passam do tubérculo costal, numa região mais medial, para a apófise articular inferior superior;
- **Ligamento costotransverso lateral:** trata-se de um ligamento pequeno, espesso e forte, estendendo-se desde o ápice das apófises transversárias até parte não articular do tubérculo costal adjacente.

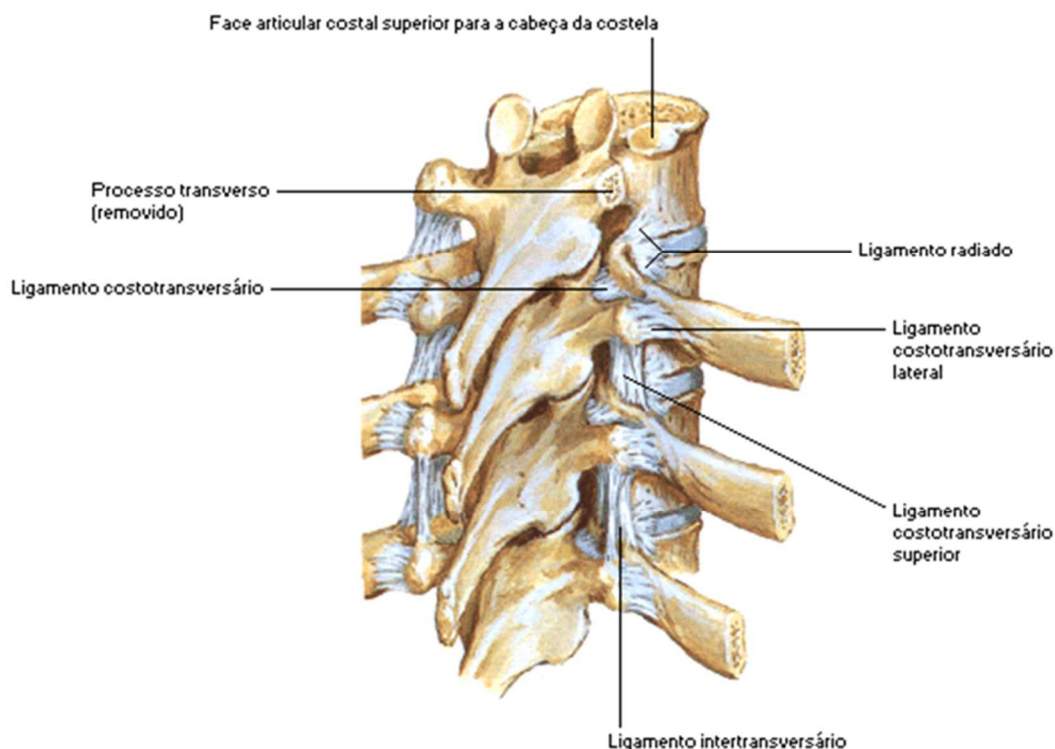


Figura 2.19 - Representação dos ligamentos nas articulações costovertebrais (vista posterior) [8].

2.3. Biomecânica da Coluna Vertebral

A Biomecânica é uma área de conhecimento que emprega factos mecânicos, conceitos, princípios, termos, metodologias e matemática para interpretar e analisar a anatomia e fisiologia humana normal e anormal [9]. De uma forma mais simplista a biomecânica é a disciplina que descreve a operação do sistema musculoesquelético e possui uma importante aplicação no estudo da coluna vertebral. Para esse estudo a biomecânica alia-se à cinemática que descreve as amplitudes e os padrões de movimento da coluna vertebral e à cinética que estuda as forças que causam e resistem a esses movimentos [4].

Embora a concepção básica das vértebras nas diferentes regiões da coluna vertebral a partir da C3 à L5 seja aproximadamente a mesma, o tamanho e a massa aumentam desde as vértebras cervicais até à última vértebra lombar. Esta é uma adaptação mecânica às cargas de compressão, às quais as vértebras estão sujeitas e que tendem a aumentar progressivamente [9]. A coluna vertebral apresenta cinco funções principais em termos mecânicos, 1) suporta o peso da cabeça e do tronco; 2) protege a medula espinhal; 3) permite aos nervos raquidianos abandonar a medula espinhal; 4) proporciona um local de inserção muscular; e por fim, 5) permite o movimento da cabeça e do tronco.

Todos estes conceitos serão abordados nesta secção, no que diz respeito apenas aos diferentes movimentos da coluna, às forças a que a coluna vertebral está sujeita, ao papel dos discos intervertebrais e das diferentes articulações entre as apófises articulares.

2.3.1. Movimentos da Coluna Vertebral

Os movimentos entre vértebras adjacentes são limitados, mas a soma desses movimentos confere uma considerável amplitude de mobilidade da coluna vertebral como um todo. São possíveis movimentos de flexão, extensão, flexão lateral e rotação com maior amplitude nas regiões cervical e lombar que na torácica (Figura 2.20). Isso advém porque os discos intervertebrais cervicais e lombares apresentam maior espessura, não sofrem o efeito de contenção da caixa torácica, as suas apófises espinhosas são mais curtas e as suas apófises articulares apresentam uma forma e um arranjo espacial diferente das torácicas. A flexão é o movimento mais pronunciado da coluna vertebral [4].

i) Movimentos da Coluna Vertebral nos diferentes planos

1. No plano sagital
 - a. Flexão;
 - b. Extensão.
2. No plano coronal
 - c. Flexão lateral Direita
 - d. Flexão Lateral Esquerda
3. Por fim, no plano longitudinal
 - e. Rotação

ii) Amplitude dos Movimentos da Coluna Vertebral

1. Região Cervical
 - a. Flexão: queixo na parte superior do esterno
 - b. Extensão: queixo a 18 cm da parte superior do esterno
 - c. Flexão lateral: 30°
 - d. Rotações: 60°
2. Região Torácica
 - a. Rotação: 75°
 - b. Flexão lateral: 30°

Obs.: a lateralização da região dorsal dá-se na transição dorso-lombar.

3. Região Lombar
 - a. Flexão: 60°
 - b. Extensão: 30°
 - c. Flexão lateral: 20°;

d. Rotações: 5°.

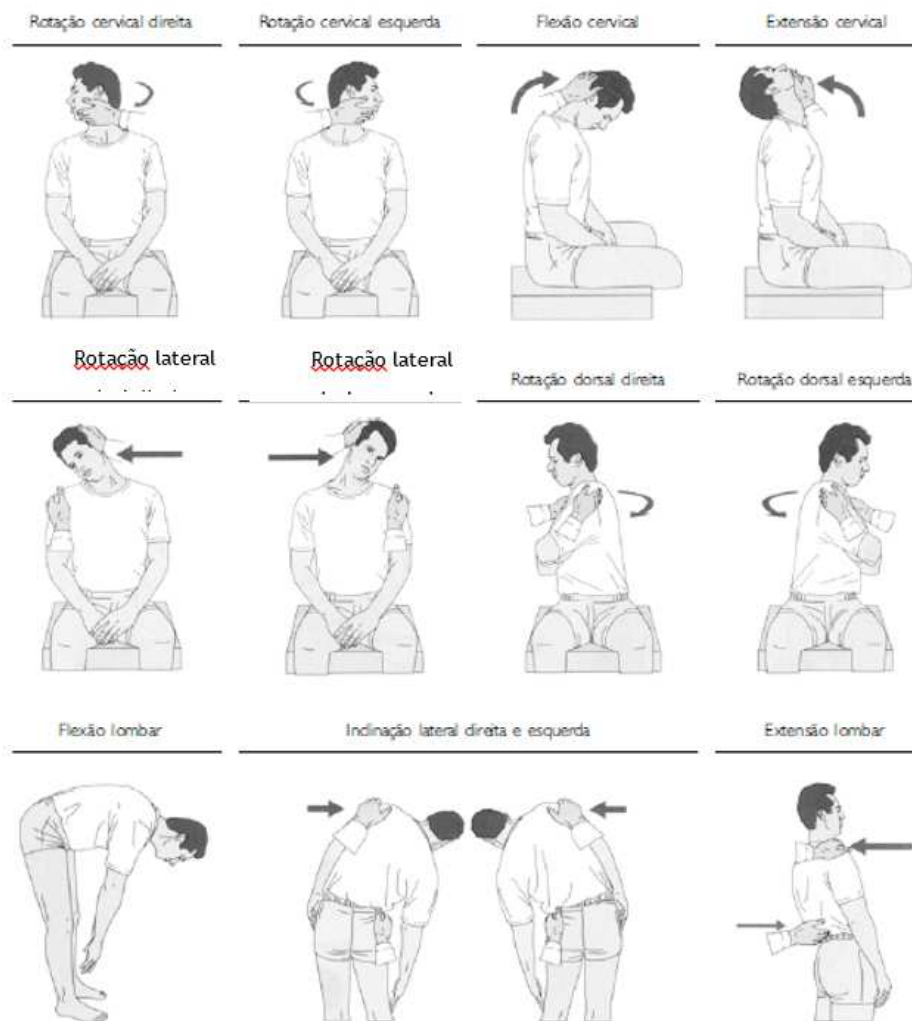


Figura 2.20 - Movimentos da Coluna Vertebral [4].

2.3.2. Estabilidade da Coluna Vertebral

A estabilidade da coluna vertebral depende, principalmente, das articulações zigoapofisárias, dos ligamentos e da ação muscular, que em conjunto, contribuem para a formação de curvas de adaptação no sentido ântero-posterior. A estabilidade vertebral depende dos mesmos fatores que contrariam as cargas recebidas [4].

i) Equilíbrio Estático e Dinâmico

A coluna vertebral é a componente central da sucessão cinética de todo o sistema esquelético. Existem várias situações diárias que levam a coluna a sofrer momentos angulares através da coluna até a pélvis e extremidades inferiores.

A carga total de transmissão inclui as forças externas e os momentos que atuam sobre o corpo e as cargas de inércia causadas pelo movimento dos segmentos individuais do corpo. As forças de inércia surgem no segmento de massa corporal acelerado em qualquer direção, de acordo com a segunda lei de Newton. Da mesma forma, os momentos de inércia são induzidos pela massa corporal sofrendo acelerações angulares. Idealmente, todos estes componentes devem estar em equilíbrio em cada articulação. São essas cargas que causam diferentes graus de tensão e deformações nos elementos que compõem a coluna vertebral. Se uma dessas estruturas for submetida a um excesso de tensão, é provável que leve a lesões.

Equilíbrio mecânico¹, estático ou dinâmico, é o análogo estrutural para homeostasia biológica da célula viva. Quando a célula perde a homeostasia, pode ser danificada, funcionar incorretamente, e até, adquirir mudanças estruturais (necrose). Estruturalmente, a homeostasia é representada pelo equilíbrio mecânico com a transmissão de cargas biomecânicas mas sem falha física. Neste contexto, a falha mecânica é definida como qualquer deformação excessiva ou perda de continuidade (fratura ou ruptura) de um ou mais tecidos.

O equilíbrio mecânico das articulações têm ambas as formas estáticas e dinâmicas. Na forma estática, não há movimento, de modo que as forças de inércia e momentos a partir dos segmentos corporais são nulos, ou seja, em condições de movimento lento algumas vezes denominado quasiestático para fins de análises quantitativas [10].

2.3.3. Forças que atuam na Coluna Vertebral

A coluna vertebral sofre a ação de forças de tração, de compressão e, menos importantes de forças de corte. A descarga de forças ocorre da seguinte maneira: o corpo vertebral recebe as cargas de compressão e a lâmina da vértebra, por sua vez, auxiliada pelos músculos e ligamentos equilibra com cargas de tração [4].

¹ O equilíbrio estático pode ser a noção mais familiar onde o total das forças/momentos de ação no sistema se anulam ($F = ma = 0$). O equilíbrio dinâmico é usado subtraindo as cargas de inércia de ambos os lados da equação do movimento, resultando numa carga negativa efetiva, que equilibra as cargas aplicadas (por exemplo, $F - ma = 0$) [9].

2.3.4. Corpos de igual resistência

Tendo em conta a forma e o tamanho das vértebras ao longo da coluna, verifica-se que as vértebras cervicais ocupam uma área menor que as lombares. Para que cada vértebra suporte saudavelmente as forças e as cargas a que são submetidas, as vértebras atendem a um princípio da resistência dos materiais designado *corpo de igual resistência*, no qual, independentemente da forma do corpo e da secção transversal considerada, o esforço de compressão é igual. Deste modo, à medida que a carga se desloca do ápice (C1) para a base (L5), esta vai aumentando juntamente com a área da secção transversal das vértebras, para que a carga seja a mesma carga por unidade de superfície, em qualquer das secções consideradas [4].

2.3.5. O Papel das Vértebras

Como já descrito na secção 2.2, a dimensão e a massa das vértebras (C3-L5) nas diferentes regiões da coluna são aproximadamente as mesmas. Isto deve-se à adaptação mecânica da coluna vertebral às cargas de compressão, que aumentam progressivamente à medida que se desce. Em geral, a resistência/força da vértebra diminui com a idade e é menor no sexo feminino [9]. As vértebras são envolvidas por osso cortical preenchidas por osso trabecular (esponjoso) no seu interior. O arranjo trabecular, dentro do osso esponjoso, está alinhado e orientado com as trajetórias de tensão a que está exposto, nomeadamente um vertical e dois oblíquos (Figura 2.21). Esta arquitetura é muito importante, pois permite saber como os corpos suportam a carga de compressão e, também, como estes podem ceder sob carga excessiva. Apesar das vértebras parecerem rígidas à compressão, as placas terminais cedem formando um afundamento, aparentemente comprimindo o osso esponjoso (Figura 2.22). Sendo então, sob compressão, o osso trabecular (esponjoso) é o primeiro a ceder comparativamente ao cortical [10]. Com isto, afirma-se que o osso cortical (compacto) está localizado onde as tensões são limitadas em direção, enquanto que o osso trabecular se encontra disposto nas zonas onde as tensões são multidirecionais [11].

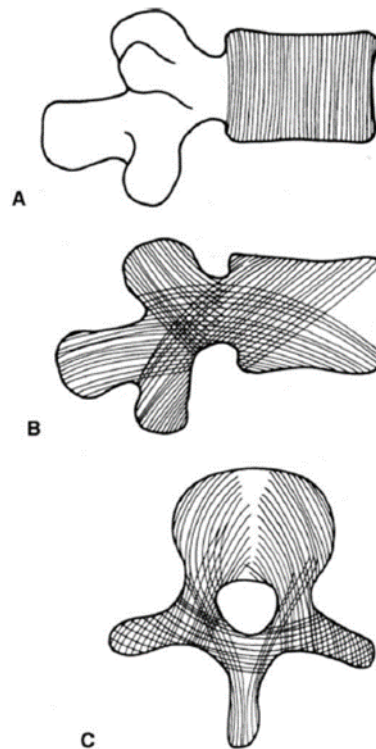


Figura 2.21 - O arranjo das trabéculas está alinhado com as trajetórias dominantes de tensão [10].

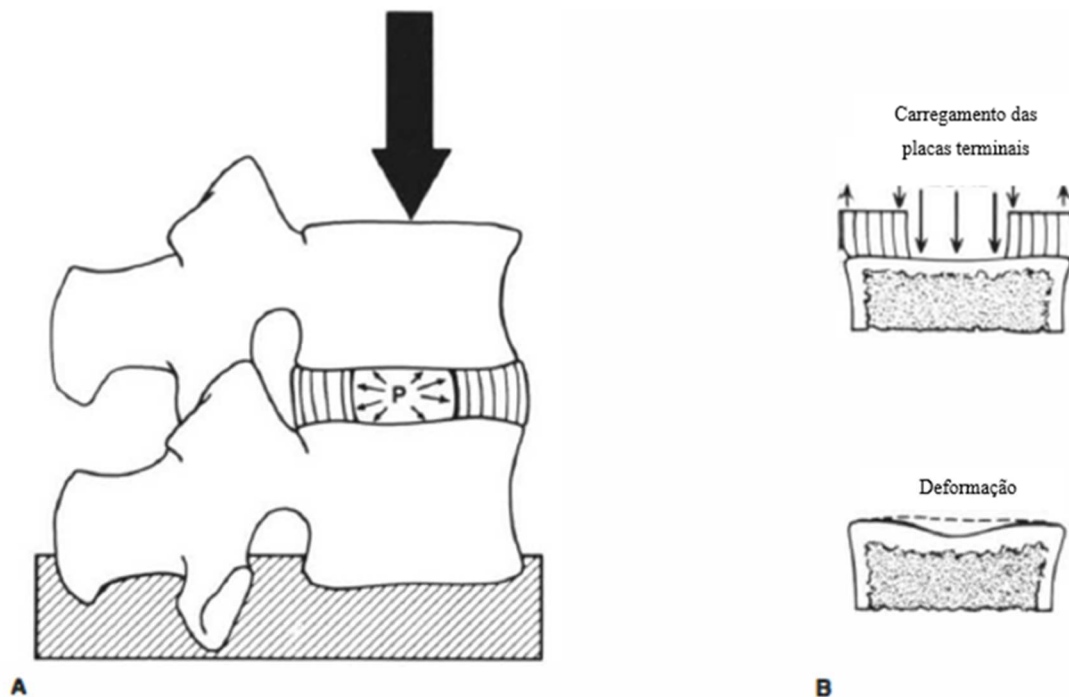


Figura 2.22 - Mecanismo de falha nas placas cartilaginosa terminais. (A, B) compressão de um disco intervertebral produz uma pressão no interior do núcleo o que resulta em cargas de compressão no meio da placa terminal e uma tensão na sua periferia. O carregamento da placa terminal desta maneira produz deflexão da placa terminal de modo que as tensões elevadas de flexão ocorrem no centro. Este último pode causar fraturas centrais da placa terminal e nódulos de Schmorl [9].

2.3.6. O Papel do Disco Intervertebral

O disco intervertebral separa os corpos vertebrais, conferindo flexibilidade a toda a coluna vertebral. Este tem um importante papel de dissipação da energia mecânica a que está sujeito, através de deformações que este sofre. É importante distinguir entre a carga aplicada ao disco como uma estrutura e as tensões produzidas no interior do material do disco [9]. A função de dissipação é exercida pela combinação das propriedades do líquido existente no núcleo pulposo e das características elásticas do anel fibroso, comportando-se de forma diferente, quer no núcleo quer nas fibras, no que diz respeito à dissipação e transmissão de forças. As suas propriedades físicas tornam-no uma estrutura com um comportamento viscoelástico e elástico [9].

Apesar do disco intervertebral apresentar propriedades físicas que na sua maioria respondem a cargas de compressão, este também está sujeito a cargas de tração e de rotação, e também mas com menos relevância, a tensões de corte.

i) Compressão

À medida que a carga é aplicada sobre a coluna vertebral, desenvolve-se uma pressão no interior do núcleo pulposo empurrando as estruturas circundantes para todas as direções afastando-as do centro do núcleo (Figura 2.23). Por outras palavras, as porções centrais das duas placas terminais vertebrais são afastadas uma da outra, e o anel fibroso é empurrado radialmente para fora. A carga de compressão produz tensões complexas dentro do anel fibroso. Apesar de as tensões axiais e circunferenciais exercidas serem de compressão, a tensão sentida pelo anel fibroso é de tração. O arranjo das fibras em $\pm 30^\circ$ acomoda a absorção das tensões de tração. A situação é completamente diferente quando o núcleo pulposo é seco. O mecanismo de transferência de carga é significativamente alterado, porque o núcleo não é capaz de produzir pressão de fluido suficiente. Como resultado, as placas terminais estão sujeitas a menos pressão no centro e as cargas estão distribuídas mais em torno da periferia [9].

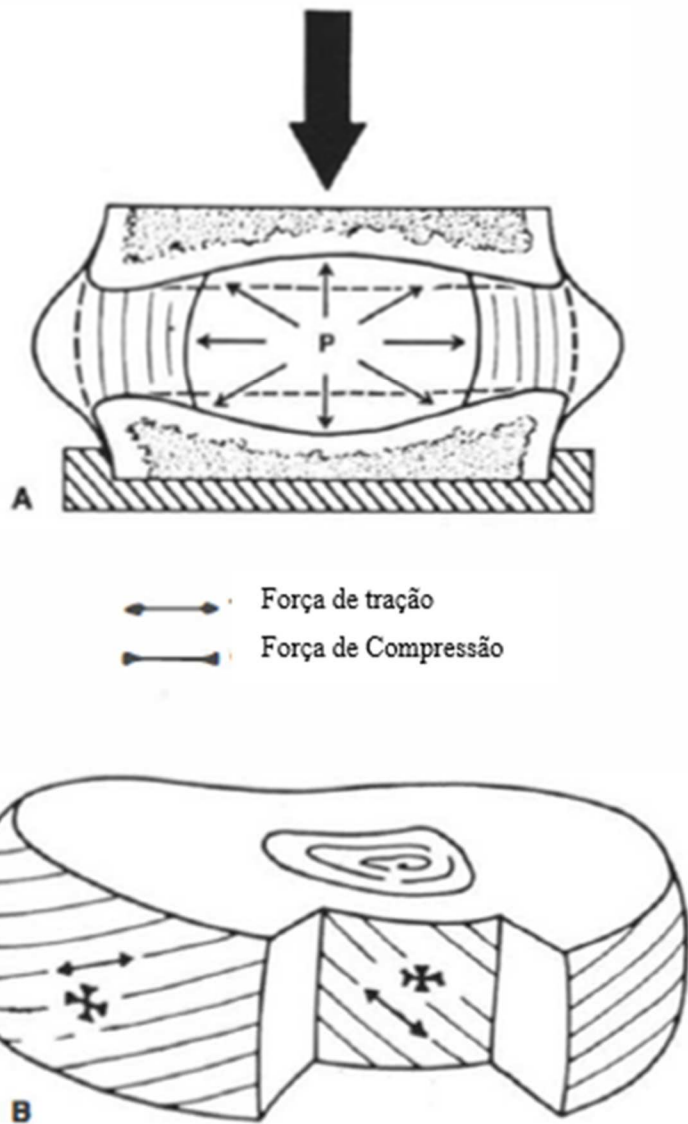


Figura 2.23 - Disco Intervertebral sujeito a compressão. A) A pressão no interior do núcleo é produzida por causa da compressão. Esta pressão empurra o anel do disco e as duas placas terminais para o exterior, o disco sofre uma protuberância no plano horizontal e as placas terminais desviam-se na direção axial. B) Nas camadas exteriores as tensões são mais pequenas. Apesar das tensões axiais, circunferenciais e radiais serem compressivas as tensões das fibras anulares são de tração (opõem-se). Nas camadas interiores do anel, as tensões axiais, circunferenciais e radiais são também de compressão, mas a sua amplitude é maior [9].

ii) Tração

Para suportar as cargas de tração, existem dois tipos de tensões que são produzidas dentro do anel - normal e de corte, respetivamente perpendicular e paralela à superfície de corte. As tensões de corte são relativamente maiores em magnitude. Embora as tensões normais sejam bem absorvidas pelas camadas alternadas das fibras do anel, não há provisão para resistir às tensões de corte. Assim, o risco de falha do disco é maior com carga de tração, em comparação com a carga de compressão. Outra diferença entre os dois tipos de cargas é a mudança nas

dimensões horizontais do disco. Por causa do efeito de *Poisson*, o disco adquire protuberâncias laterais durante a compressão e contrai sob tração [9].

iii) Flexão

A coluna vertebral é submetida a tração no sentido do seu lado convexo e a compressão no sentido do seu lado côncavo quando as cargas de flexão são aplicadas durante a flexão, extensão ou flexão lateral. Uma parte do disco é sujeito à compressão, enquanto a outra parte é submetida à tração, como ilustrado na Figura 2.24. Assim, as cargas de flexão são um misto de cargas, onde existe uma combinação de cargas de compressão e de tração, aplicadas a cada metade do disco intervertebral, ou seja, quando o sujeito se curva os discos acarretam num dos lados cargas de tração e no outro lado cargas de compressão [9].

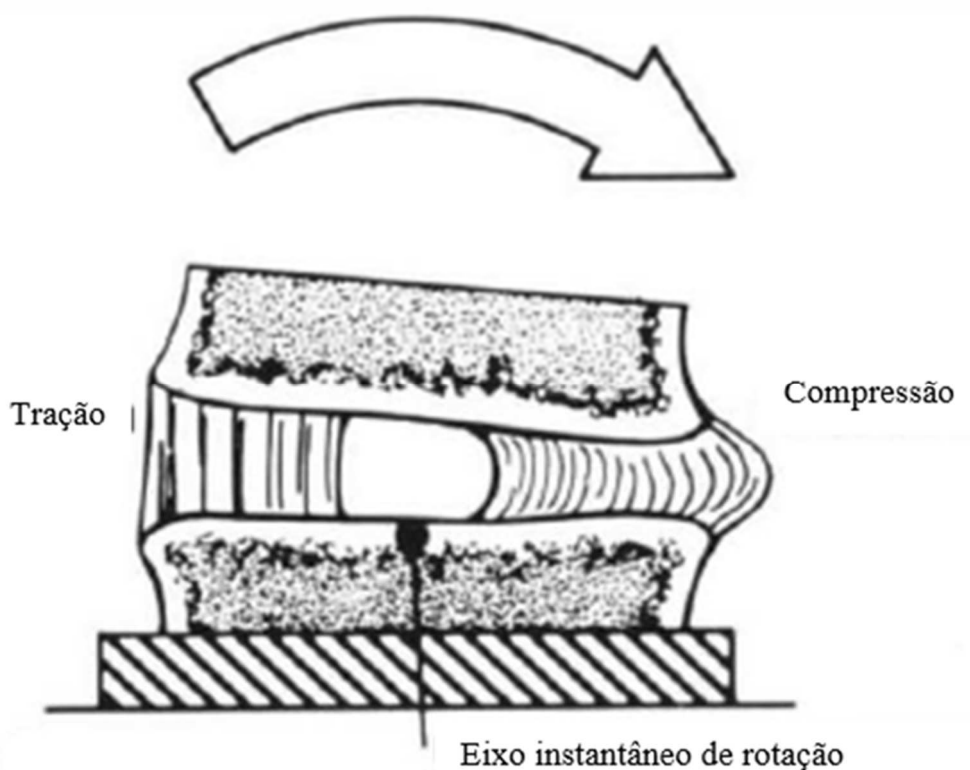


Figura 2.24 - Disco intervertebral sujeito a um carregamento de flexão. Durante a flexão (flexão, extensão e flexão lateral), um lado do ânulo é sujeito à compressão enquanto o outro lado sofre tração. O eixo de rotação instantâneo separa as duas zonas. No lado da compressão o disco protrai, enquanto se contrai no lado da tração [9].

iv) Deformação

Na compressão, quase todos os deslocamentos internos ocorrem na direção anterior. Na flexão, a parte central do disco (núcleo) move posteriormente, enquanto que a região periférica (anel) é movido anteriormente. Na extensão, a porção central é movida anteriormente e a

periferia do disco deslocado posteriormente [9]. O risco de lesão aumenta significativamente quando um levantamento de peso está associado a movimentos de rotação do tronco, observando-se uma sobrecarga extremamente elevada nas fibras póstero-laterais dos anéis fibrosos dos discos lombares [4].

2.3.7. A Função dos Ligamentos

Os ligamentos têm uma função muito importante na estabilidade da coluna vertebral. Dependendo da região da coluna, os ligamentos apresentam propriedades morfológicas e mecânicas, formas e dimensões distintas, de forma a maximizar a performance da coluna vertebral como um todo.

Esta divergência depende muito do comprimento do braço de momento de cada ligamento, ou seja, quanto maior for a distância, maior é proporção da força exercida e maior é o momento aplicado. O braço do momento é a distância perpendicular entre o vetor de força, coincidente com o ligamento, e o eixo de rotação da coluna. Assim, pode-se afirmar que um ligamento mais fraco mas que apresente um braço de momento mais longo é tão ou mais eficaz que o um ligamento mais forte mas com um braço de momento mais curto, aumentando significativamente a vantagem mecânica sobre os movimentos da coluna vertebral.

Os ligamentos longitudinais anteriores e posteriores têm um papel importante na restrição a movimentos de extensão e flexão excessivos, respetivamente.

O ligamento amarelo é um ligamento mais complexo em termos da sua constituição, sendo composto por cerca de 80% de elastina e de 20% de colagénio. Estas características tornam-no menos resistente à flexão, apresentando um braço de momento mais curto.

Os ligamentos interespinhosos ligam as apófises espinhosas posteriores adjacentes, e são orientados obliquamente ao eixo de compressão da coluna vertebral. Ao contrário dos ligamentos interespinhosos, os ligamentos supraespinhosos estão orientados mais paralelamente ao eixo de compressão da coluna vertebral. Estes últimos proporcionam resistência à flexão anterior excessiva.

Já os ligamentos capsulares, apesar do seu curto braço de momento, a sua força em relação às tensões é alta [10], [12].

2.4. Escoliose

A escoliose é uma patologia na coluna vertebral muito complexa tanto em termos de tratamentos como na determinação das suas causas. A complexidade desta patologia provém da deformidade tridimensional da coluna vertebral, em que ocorre um desvio lateral da coluna no plano coronal acompanhado por uma rotação das vértebras no plano axial. Com o intuito de estudar, discutir problemas diagnóstico e tratamento para a patologia a escoliose criaram-se grupos de investigadores e profissionais deste modo vários métodos para a classificação da escoliose foram obtidos sendo os principais o da *Scoliosis Research Society* [13] e *Lenke* [14]. A *Scoliosis Research Society* é uma sociedade internacional com 35 membros fundada em 1966. Esta sociedade trabalha atualmente com mais de 1000 dos principais cirurgiões da coluna vertebral, investigadores, médicos assistentes e ortopedistas de maneira a organizarem informação e obterem o melhor tratamento das deformidades da coluna vertebral [15]. Já a organização *Lawrence G. Lenke, MD*, fundada pelo *Dr. Lenke*, é constituída pelos principais especialistas em cirurgia do complexo de deformidades da coluna vertebral [16]. Esta doença é avaliada por meio de radiografias do paciente em posições de frente, lateral e fletida, com a posterior classificação da curva escoliótica como se pode observar na Tabela 2.2. [17].

Tabela 2.2 - Esquema de Classificação de acordo com o Dr. Lenke [17].

		Curve Type (1-6)					
Lumbar Spine Modifier		Type 1 (Main Thoracic)	Type 2 (Double Thoracic)	Type 3 (Double Major)	Type 4 (Triple Major)	Type 5 (TL/L)	Type 6 (TL/L - MT)
A							
	Possible sagittal structural criteria (To determine specific curve type)	Normal	PT Kyphosis	TL Kyphosis	PT and TL Kyphosis	Normal	TL Kyphosis

*T5-12 sagittal alignment modifier: -, N, or +
 -: <10°
 N: 10-40°
 +: >40°

Existem vários tipos de escoliose com diferentes causas:

- **Escoliose Idiopática:** é o tipo de escoliose mais comum sem causas conhecidas. A escoliose idiopática é designada por *infantil* se tem início em crianças dos 0-3 anos de idade, *juvenil* a partir dos 4-10 anos de idade ou *adolescente* caso tenha início dos 11-18 anos de idade;

- Escoliose Congénita:** este tipo de escoliose presente em crianças recém-nascidas advém de mal formações na coluna vertebral durante a gestação intrauterina. A causa desta mal formação é desconhecida, sendo que não existe indícios de causas genéticas. Normalmente os cirurgiões classificam anormalidades congénitas como “falha de segmentação” e “falha de formação”. Chama-se “Falha de segmentação” quando a coluna vertebral está ligada anormalmente de um dos lados o que, durante o crescimento, leva a deformidades da coluna (Figura 2.25 a)). O tipo mais comum dos problemas congénitos é a “falha de formação”, que leva à formação de vértebras anormais, ou seja, as vértebras apresentam formas triangulares no lugar de apresentarem formas retangulares (Figura 2.25 b)). A avaliação desta anomalia congénita é realizada por meio de raios-X anteroposterior e lateral com uma boa resolução. É realizada, também, uma ressonância magnética ou uma avaliação por ultrassons caso seja uma criança com menos de 3 anos, para se obter informações acerca de anomalias na medula espinhal;

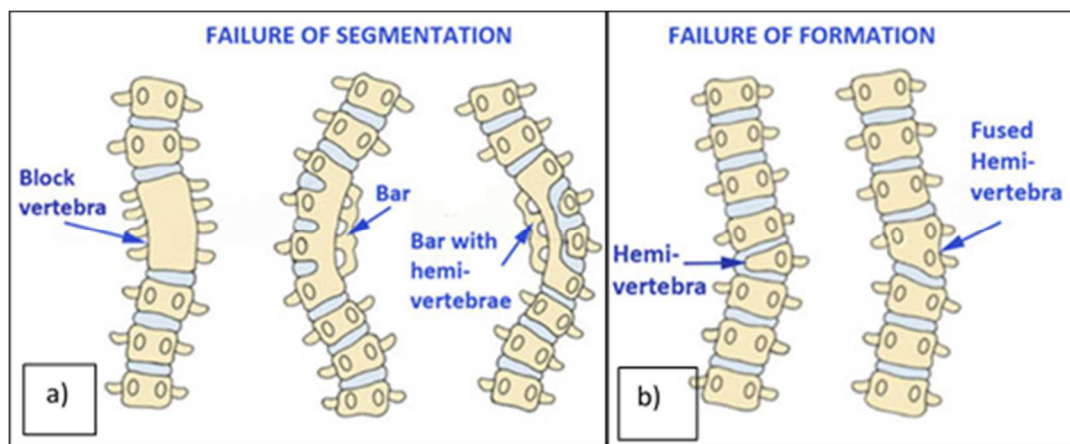


Figura 2.25 - a) Coluna vertebral que apresenta falha de segmentação; b) Coluna vertebral que apresenta falha de formação [18].

- Escoliose Neuromuscular:** desenvolve-se devido a distúrbios musculares do foco do sistema neurológico, onde se verifica o desenvolvimento de uma coluna vertebral em forma de C. A progressão da curva é mais severa e frequente comparativamente à escoliose idiopática. Ao contrário de muitos casos da escoliose idiopática o uso de ortóteses não previnem a progressão da curvatura da coluna vertebral. Dependendo da etiologia da curvatura, existem muitos doentes que podem ficar sem andar, ficando dependentes de uma cadeira de rodas. Este tipo de escoliose acarreta muitos problemas tais como problemas pulmonares, neurológicas, génito-urinários, nutricionais e gastrointestinais, o que implica uma vigilância multidisciplinar aos doentes portadores de escoliose neuromuscular. Os doentes são tratados cirurgicamente apenas quando as curvas são maiores de 50° em pacientes em crescimento, após a maturidade esquelética a progressão de curva seja maior que 10°, haja deterioração funcional, dor e comprometimento cardiopulmonar. O tipo de instrumentação e implantes de estabilização da coluna vertebral vai depender da idade do paciente e da sua condição

subjacente, sendo que em crianças pequenas opta-se pela estabilização temporária de forma a permitir o crescimento dos pulmões. A instrumentação e implantes finais requer a fusão das vértebras;

- **Escoliose de Adultos ou Degenerativa:** normalmente este tipo de escoliose provém de escolioses não diagnosticadas durante a infância, manifestando-se na idade adulta com maior vigor. Causas degenerativas podem também provocar escoliose, tais como, osteoporose, degeneração do disco intervertebral, artrite das articulações adjacentes entre outras causas. Geralmente é acompanhada pela perda da lordose lombar, tornando a coluna mais direita vista de lado. Os sintomas mais comuns na escoliose de adultos manifestam-se em dor, rigidez, dormência e lombalgia ao contrário do que acontece na escoliose idiopática do adolescente que raramente se manifesta dor devido à curvatura da coluna. A escoliose de adultos leva a uma perda gradual da função e uma diminuição nas atividades quotidianas [19], [13].

2.4.1. Escoliose Idiopática do Adolescente

A escoliose, uma deformação 3D da coluna espinhal humana, é caracterizada por um desvio lateral da coluna vertebral, acompanhado por uma rotação axial das vértebras. Esta rotação axial é tal que os processos espinhosos das vértebras rodam em direção ao lado côncavo da curvatura lateral [20]. A escoliose idiopática em crianças menores de 3 anos de idade é conhecida como escoliose infantil; o aparecimento em crianças a partir dos 3 anos de idade até aos 10 anos é conhecida como escoliose juvenil. A escoliose idiopática do adolescente (EIA) é definida como a escoliose, cujo início é visto em crianças com mais de 10 anos. Este trabalho incide sobre a escoliose idiopática do adolescente [21].

A EIA pode ser dividida, quanto à estruturação, em curvas estruturadas e não estruturadas. As curvas passíveis de correção cirúrgica estão no grupo das estruturadas. A EIA geralmente é detetada em exame físico escolar, sendo o desvio torácico à direita o mais comum, com tendência a progredir durante os períodos do crescimento (Figura 2.26) [22].

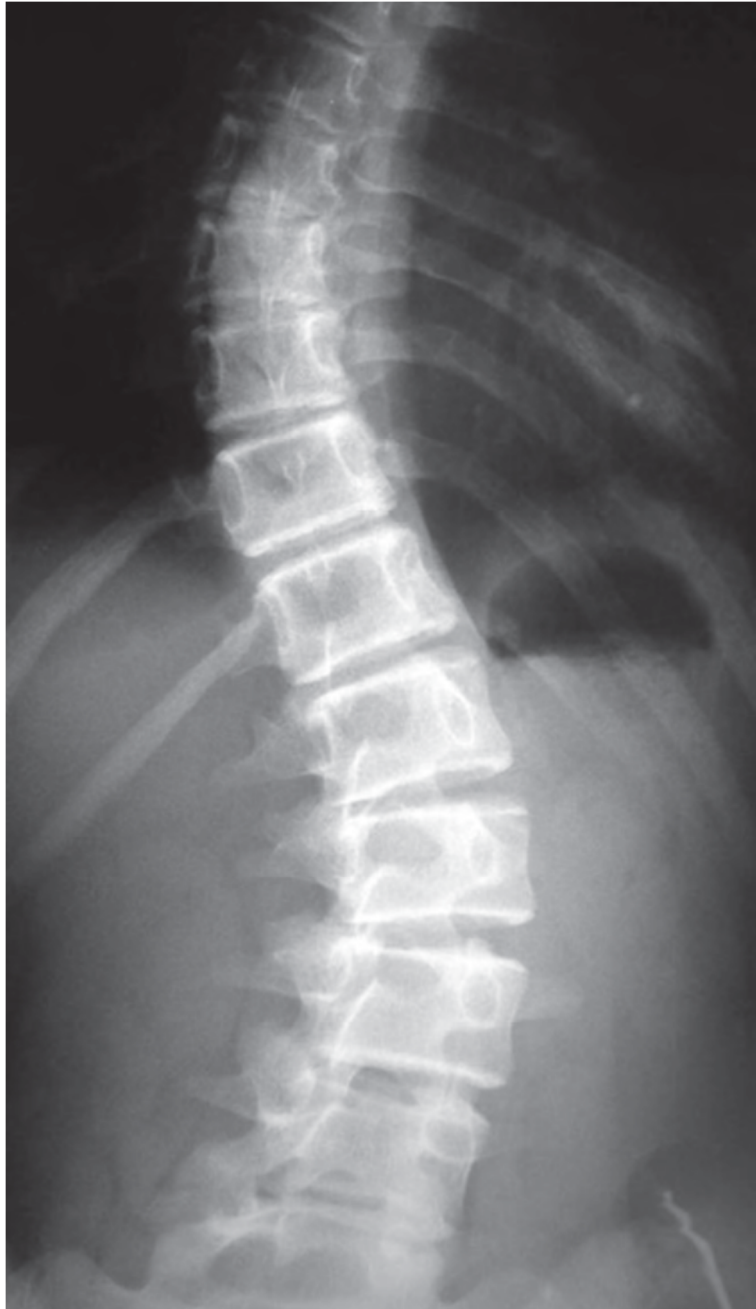


Figura 2.26 - Radiografia convencional de um paciente com Escoliose Idiopática do Adolescente [22].

2.4.2. Causas

Tem havido estudos significativos para identificar a causa da EIA, mas até à data não existem causas bem aceites para este tipo específico de escoliose. A grande maioria dos pacientes são saudáveis e não têm antecedentes históricos clínicos. Existem muitas teorias sobre a causa da EIAs incluindo desequilíbrio hormonal, o crescimento assimétrico e o desequilíbrio muscular. Existe um fator genético associado e, embora não se evidenciem anomalias cromossômicas, aparece com maior frequência em gémeos, irmãos e familiares [4]. Muitos membros da *Scoliosis Research Society* (SRS) [23] estão a trabalhar para identificar os genes que causam EIAs. Existe atualmente, um teste genético, chamado de *ScoliScore* disponível como um complemento à informação clínica e de raio-X

na determinação do risco de progressão da Escoliose Idiopática do Adolescente [24]. Apesar da existência de muitas pesquisas, a causa da EIA ainda é desconhecida.

2.4.3. Sintomas

Escoliose idiopática do adolescente geralmente não se manifesta em dor ou quaisquer sintomas neurológicos. Apesar da deformação da coluna ser significativa em EIA, a curva existente não pressiona os órgãos (por exemplo, o coração ou o pulmão), daí não se considerar como sintomas a falta de ar. Se estes sintomas ocorrerem, é necessário uma avaliação mais aprofundada recorrendo-se a uma ressonância magnética, para se determinar a causa exata dos sintomas, que poderá não ser devido à EIA [24].

2.4.4. Avaliação por Imagiologia

As imagens radiográficas convencionais obtidas para definir a escoliose incluem um Raio-X de toda a coluna vertebral de um paciente de pé ereto tanto posteriormente (Figura 2.27 A), bem como de perfil (Figura 2.27 B). Os graus de curvatura na coluna são medidos a partir das radiografias, utilizando o método de *Cobb* (Figura 2.27 C) [4], [24].

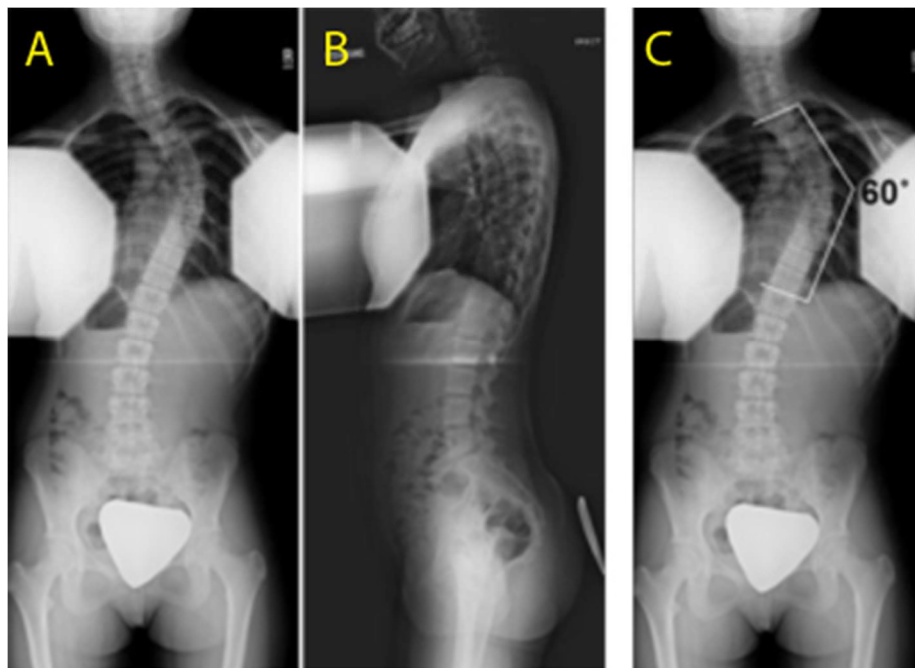


Figura 2.27 - Radiografia convencional de um paciente com Escoliose Idiopática do Adolescente [22].

As radiografias também são utilizadas como meio de estudo da flexibilidade da coluna vertebral com EIA (Figura 2.28).

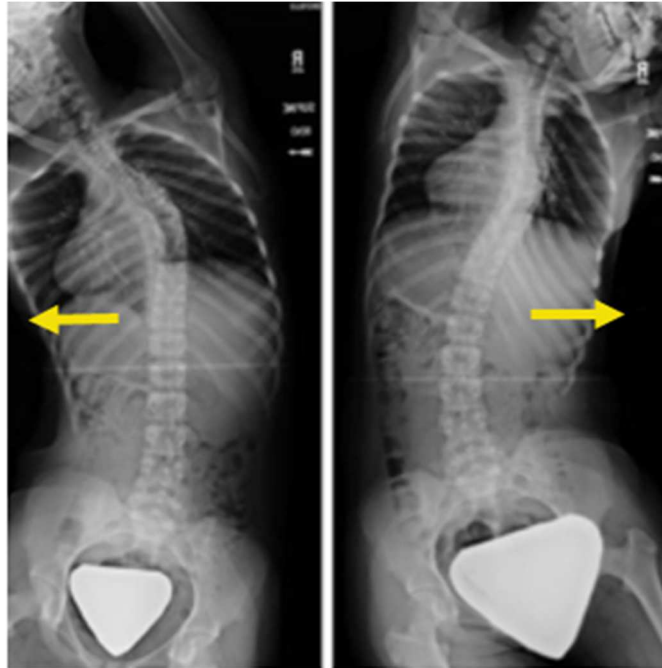


Figura 2.28 - Estudo da flexibilidade a partir de radiografias [24].

Na presença de anormalidades neurológicas e dor associada à escoliose, normalmente recorre-se também à ressonância magnética (RM), de maneira a visualizar-se outras estruturas para além dos ossos da coluna vertebral, como por exemplo, o estado da medula espinhal que possa estar danificada devido à patologia [4], [24].

2.4.5. Tratamento

O tratamento da escoliose idiopática do adolescente divide-se em três categorias: observação, ortótese e cirurgia. De maneira a optar-se pelo melhor tratamento, primeiramente estuda-se o risco de progressão da curva, tendo em conta a história natural da escoliose idiopática. Esse historial é essencial para o tratamento efetivo, assinalando vários fatores, tais como, a idade do paciente, o sexo, caso seja do sexo feminino se já teve o seu primeiro período menstrual, bem como todos os parâmetros radiográficos. Geralmente, neste tipo de escoliose, a curvatura ocorre devido ao rápido crescimento do paciente.

Para se determinar o crescimento, é normalmente utilizada a classificação de *Risser*, avaliando-se radiografias da coluna vertebral, da pélvis e da mão/pulso. O sistema de classificação de *Risser* permite determinar o estado de maturidade esquelética da criança. Este sistema classifica a maturidade esquelética de uma criança numa escala de 0 a 5, o pacientes que se encontram entre 0

e 1 estão a crescer rapidamente, enquanto que os pacientes que estão entre 4 e 5 estabilizaram (Figura 2.29) [4], [24].



Figura 2.29 - Sistema de classificação *Risser* - como a apófise ilíaca (área de crescimento) se move de fora para dentro, a criança está-se a aproximar da maturidade esquelética [24].

2.4.5.1. Tratamento não-operatório

i) Observação

Normalmente, nos casos de EIA apresentarem curvas com menos de 25-20°, que ainda estão na fase de crescimento, ou para curvas com menos de 45° em pacientes que tenham completado o seu crescimento, opta-se pela observação regular até se ter a certeza de que a escoliose não progride na vida adulta, em detrimento à cirurgia.

Os *tratamentos alternativos* que podem evitar a progressão da curva ou impedir a progressão da curva, como a medicina quiroprática, a fisioterapia, o yoga, etc. podem melhorar muitos dos sintomas físicos com o reforço abdominal, por exemplo. No entanto, estes e outros métodos não têm qualquer valor científico, sendo desaconselhado para tratar convencionalmente a curvatura [4], [24].

ii) Ortótese

A ortótese é recomendada a pacientes com curvas entre os 25° e os 40° durante a sua fase de crescimento (Figura 2.30). A utilização da ortótese evita o aumento da curvatura corrigindo-a de certo modo, e evita a progressão da curva ao longo do tempo [4], [24].



Figura 2.30 - À esquerda Raio-X e à direita imagem de uma ortótese de uma adolescente com escoliose [24].

2.4.5.2. Tratamento Cirúrgico

Como anteriormente foi referido, para casos de EIA que apresentem curvaturas acima dos 45°-50° a intervenção cirúrgica é a melhor solução, de maneira a estabilizar a coluna do paciente em causa. A cirurgia da escoliose consiste em fundir a vértebras afetadas pela curva numa posição mais correta. Esta fundição impede a progressão da curvatura da escoliose.

A cirurgia pode ser realizada por via do lado anterior, posterior ou por ambos os lados da coluna vertebral. A cirurgia anterior na zona torácica está associada à diminuição da função pulmonar daí não ser muito utilizada [25]. Por este motivo o procedimento mais usual é a fusão posterior da coluna vertebral por meio de instrumentos cirúrgicos.

Para minimizar a morbidade, as técnicas cirúrgicas têm evoluído no sentido das cirurgias minimamente invasivas. Entre as técnicas mais recentes, estão:

- **Cirurgia toracoscópica da escoliose** - é uma técnica que recorre à endoscopia para a realização da cirurgia. A cirurgia toracoscópica minimiza teoricamente a morbidade associada à toracotomia, com menos dor, recuperação mais rápida, melhora a função pulmonar e o retorno à vida normal é mais rápido. Mas apesar das vantagens, existe uma elevada taxa de quebra do implante a rondar os 30%;
- **Cirurgia da escoliose sem fusão** - as soluções cirúrgicas não baseados em fusão têm sido procuradas para o tratamento de escolioses infantis. Esta cirurgia permite o crescimento axial da coluna e do tórax, e preserva ao máximo a mobilidade da coluna vertebral, até que mais tarde seja realizada a cirurgia definitiva da escoliose;
- **Técnicas de Barras móveis/crescentes (*Growing rod techniques*)** - Técnica que utiliza Barras de crescimento subcutâneo que, teoricamente, permitem o crescimento longitudinal

da coluna vertebral. A aplicação de duas Barras permite melhores resultados em termos de alongamento, correção inicial e controlo da deformação da coluna. Contudo é frequente a ocorrência de infeções associadas à implantologia;

- **Prótese vertical expansível de titânio da costela VEPTR (*Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib*)** - é uma técnica que também não recorre à fusão de elementos da coluna vertebral. É frequentemente aplicada em configurações costela-para-costela e coluna-para-costela (configuração híbrida). Esta técnica tem vindo a demonstrar uma capacidade de alteração gradual e incremental das dimensões da cavidade torácica, bem como a correção de deformidades da coluna vertebral;
- **Implantes corda anterior para correção da deformidade (*Anterior tether implants for deformity correction*)** - com o intuito de diminuir os efeitos secundários indesejados das artrodeses a colunas vertebrais imaturas, recorre-se à implantação de “grampos” de forma a modular o crescimento dos ossos, assim como corrigir deformidades da coluna vertebral;
- **Osteotomia Vertebral** - A osteotomia vertebral em forma de cunha (barra em forma de cunha) foi inicialmente utilizada para induzir escoliose em animais. Esta técnica foi aproveitada, para agir de forma contrária, ou seja, contribuindo para corrigir deformidades da coluna vertebral realinhando axialmente o esqueleto combinando uma remodelação biomecanicamente induzida [26].

Os principais objetivos do tratamento cirúrgico com instrumentação e implantes centram-se em: diminuir a progressão da curvatura da coluna com escoliose, alcançar uma máxima correção da curvatura permanente em três dimensões, melhorar a estética, assim como obter o equilíbrio da coluna e minimizar as complicações provenientes da escoliose a curto e longo prazos [27].

Atualmente existem inúmeros instrumentos, implantes cirúrgicos e enxertos que são implantados na coluna vertebral para tratamento da escoliose, nomeadamente, os parafusos, as Barras metálicas, ganchos, fios, enxertos ósseos, entre outros. De forma a conjugar resistência e menor peso, os instrumentos cirúrgicos são normalmente fabricados em aço inoxidável (é mais utilizado na escoliose neuromuscular e menos na EIA), titânio e cromo-cobalto, permitindo também uma avaliação por imagens de ressonância magnética (RM) [14]. As Barras metálicas, também conhecidas por Barras de tração e compressão, são implantadas por meio de parafusos pediculares e, muitas das vezes, por ganchos e barras de contenção às vértebras afetadas pela curva, exercendo sobre a curva do lado convexo uma força contrária (Figura 2.31).

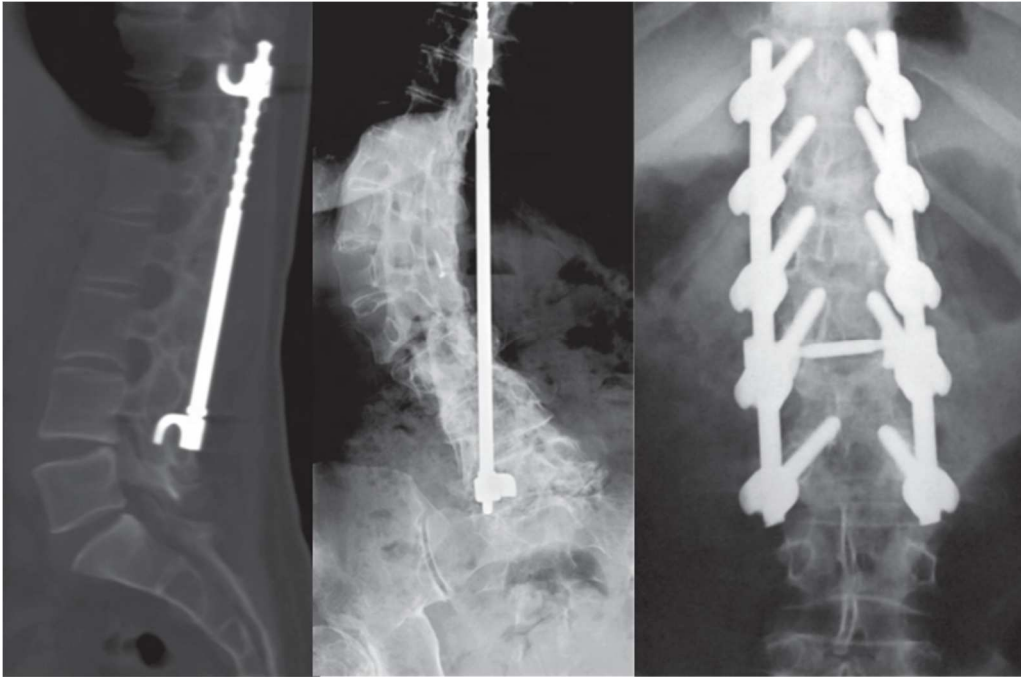


Figura 2.31 - Barras: exemplos de alguns tipos de Barras usados em cirurgia de coluna. Barras longas com ganchos acoplados nas extremidades para correção de escoliose (A e B) e Barras paralelas mais curtas que são mantidas em posição por barra transversal e servem de suporte para parafusos pediculares de fixação (C e D) [22].

Os parafusos, designados também por parafusos pediculares, apresentam diversas formas, comprimentos e sulcos; o tipo e número de parafusos a utilizar é escolhido de acordo com o tipo de escoliose (Figura 2.32).

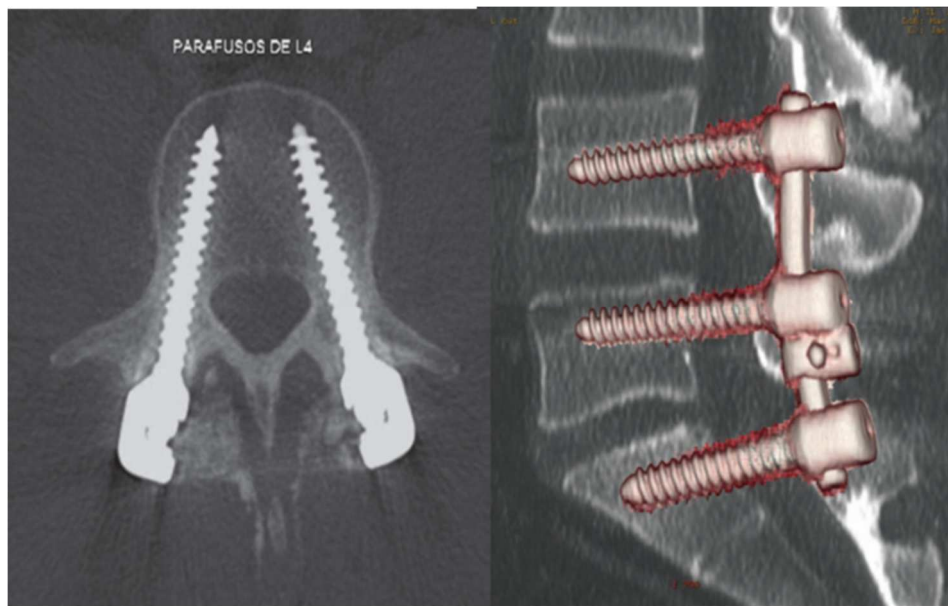


Figura 2.32 - Parafusos: imagens de TC no plano axial (A) e reconstruções multiplanares da coluna lombar ilustrando a instrumentação metálica e implantes sagitais (B) evidenciando a artrodese metálica posterior com os parafusos bem posicionados na porção medial dos pedículos [22].

Os ganchos vêm incorporados às Barras, sendo fixados nas lâminas, pedículos e nas apófises transversas das vértebras (Figura 2.33).

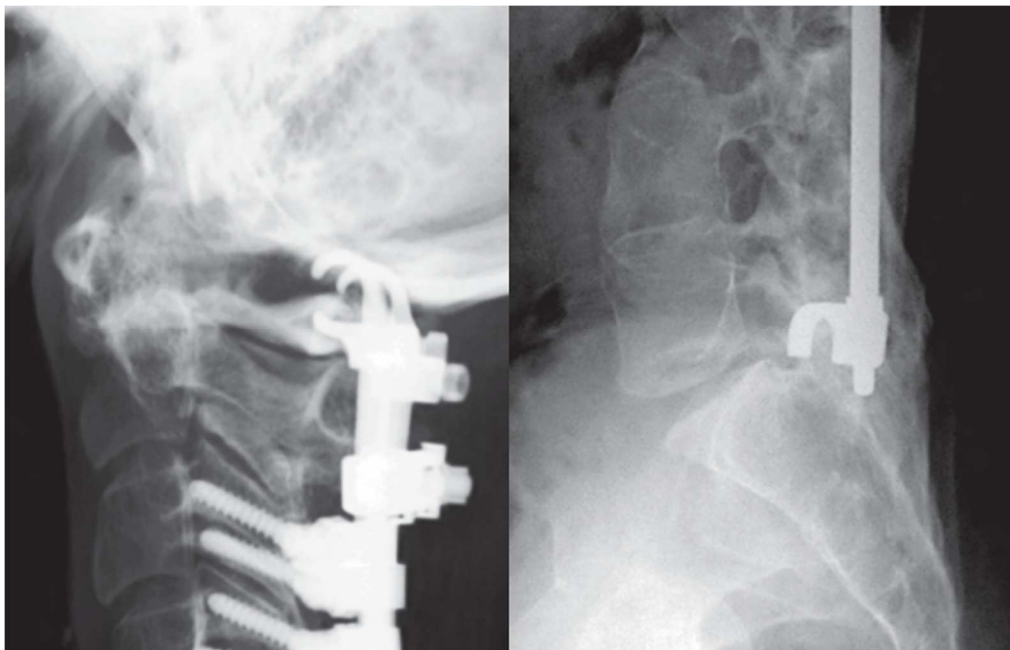


Figura 2.33 - Ganchos: estudo radiológico de dois pacientes evidenciando sinais de artrodese metálica posterior no segmento cervical (A) com fixação por meio de Barras, ganchos e parafusos pediculares e artrodese posterior no segmento lombar (B), com fixação por barra e gancho metálicos, além do enxerto ósseo já com sinais de fusão. Em ambos os pacientes os ganchos estão ancorados nas lâminas vertebrais [22].

Os fios por serem estruturas maleáveis são muito utilizados cirurgicamente como meio complementar de fixação na coluna (Figura 2.34).

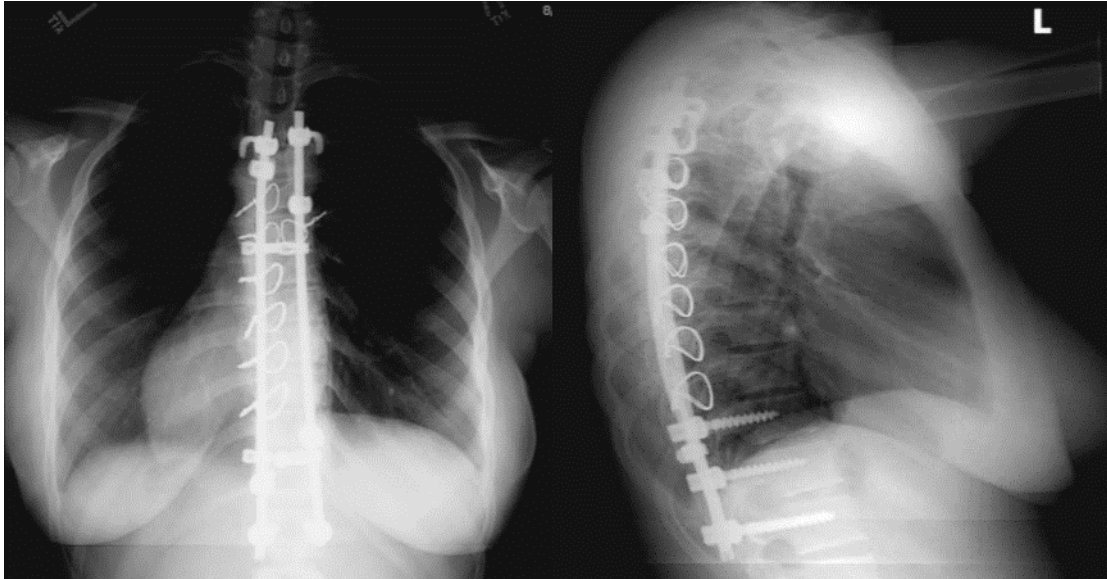


Figura 2.34 - Radiografia anteroposterior (AP) pós-operativa (A) Radiografia lateral pós-operativa (B) ilustrando os fios implantados [25].

Os enxertos são usados praticamente sempre que é efetuada a artrodese, procedimento realizado para causar fusão óssea numa articulação, de maneira imobilizar e a estabilizar a coluna vertebral, sendo muito utilizada no tratamento da escoliose de um segmento da coluna vertebral [28]. Geralmente, os enxertos são do próprio paciente frequentemente retirados do osso íliaco. Os enxertos possibilitam a formação do osso no local da cirurgia, havendo uma melhor adesão do osso aos implantes cirúrgicos que geralmente são metálicos, diminuindo os esforços suportados pelos implantes que são irradiados também para a parte óssea enxertada. São também utilizados substitutos ósseos para auxiliar à formação e adesão óssea. Estes substitutos ósseos de materiais sintéticos funcionam como moldes para o crescimento ósseo, podendo ser enriquecidos com células mesenquimais e algumas proteínas de forma a induzirem a formação de osso. Os biomateriais mais utilizados são as biocerâmicas de hidroxiapatite, fosfato e sulfato de cálcio, os polímeros sintéticos e também biovidros [22].

Atualmente o tratamento da escoliose grave e progressiva por meio de Barras e ganchos está desatualizado, pois a correção da curva escoliótica verificada era muito limitada com este sistema; também se verifica um rápido desgaste do gancho e da barra ao longo do tempo. Com a necessidade de ultrapassar estes obstáculos, o *Dr. Lenke* [14] enfatiza o constante estudo do estado da arte com o intuito de se desenvolver novas tecnologias que beneficiem os pacientes com escoliose. Neste

sentido, nos dias de hoje são então utilizadas Barras flexíveis, maleáveis e projetadas para serem anexadas a parafusos pediculares. Esta técnica permite ao cirurgião exercer mais força permitindo a correção da curvatura escoliótica (diminuição o ângulo de *Cobb*) de forma segura e estável. Este sistema vai aumentar a estabilidade da coluna vertebral mantendo a correção da curva da coluna durante mais tempo. Pode ser necessário a fusão de vértebras para um melhor alinhamento da coluna

vertebral e uma melhor estabilidade. Para o efeito, são utilizadas “gaiolas” (em inglês designadas por *cages*), dispositivos ocos e perfurados enriquecidos com fatores de crescimento ósseo e que são colocados entre as vértebras. É de se notar, que a diversidade de casos de escoliose, levou á necessidade do desenvolvimento industrial de uma vasta gama de tamanhos de instrumentos, variedade de implantes para cada caso cirúrgico, do fabrico de instrumentos biocompatíveis, fortes e leves, geralmente em titânico e aço inoxidável. Resumindo, atualmente a versatilidade da instrumentação cirúrgica e implantes, permite o seu uso em pacientes de todas as idades, reduzindo o tempo da cirurgia e da recuperação, obtendo-se assim resultados mais duradouros [14].

2.5. Segmentação e Reconstrução 3D de Estruturas em Imagens Médicas

Nos dias de hoje, a reconstrução tridimensional (3D) de órgãos a partir de imagens médicas é de extrema importância na área da Engenharia Biomédica. A utilização de imagens provenientes de uma Tomografia Computorizada (TC) ou de uma Ressonância Magnética (RM) permite obter de uma forma precisa a geometria das estruturas internas do corpo.

2.5.1. Imagens Digitais 3D - *Scanner*

As imagens mais utilizadas na reconstrução 3D da coluna vertebral são as obtidas por TC ou RM (Figura 2.35). As imagens de TC são mais utilizadas na reconstrução 3D de estruturas ósseas, enquanto as de RM permitem a reconstrução 3D de tecidos moles e duros permitindo detetar melhor as fronteiras entre estes tecidos. A segmentação de um número elevado de imagens 2D correspondentes a um elevado número de cortes (1-2 mm de espessura), permite a construção 3D dos constituintes da coluna vertebral.

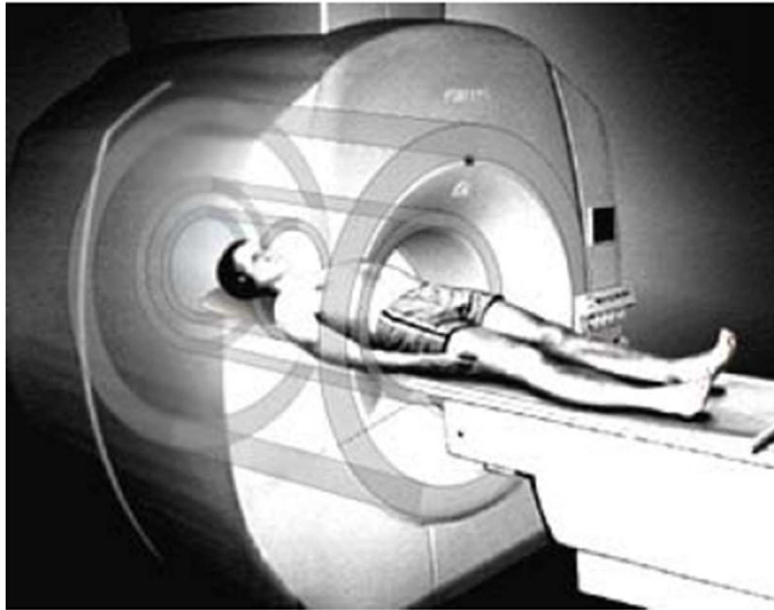


Figura 2.35 - Unidade de RM [29].

2.5.2. Transferência de Dados, Segmentação e construção da Imagem 3D

A segmentação de imagens é normalmente baseada nas características físicas dos órgãos como a densidade ou composição elementar. A segmentação de cada imagem TC ou RM é processada individualmente, detetando-se os contornos interiores e exteriores do tecido vivo.

A crescente importância da imagiologia médica no diagnóstico e tratamento de doenças abriu um conjunto de desafios centrados na computação de modelos geométricos precisos de estruturas anatómicas retiradas de imagens médicas. Existe um grande número de algoritmos de segmentação de imagem para deteção destas estruturas. Neste trabalho a reconstrução 3D da geometria da coluna vertebral foi obtida pelo empilhamento das imagens segmentadas. Para o efeito utilizou-se o *software* comercial *Mimics* que utiliza Algoritmos de *threshold* para a segmentação.

2.6. Método dos Elementos Finitos

Durante esta secção será abordado o Método dos Elementos Finitos (MEF). O trabalho a desenvolver será efetuado utilizando o programa comercial *ABAQUS*. Este programa é constituído por um conjunto de subprogramas poderosos de simulação numérica de vários problemas de engenharia, tendo por base o método dos elementos finitos, e podem resolver problemas que vão desde análises lineares relativamente simples a simulações não-lineares mais difíceis.

2.6.1. Fundamentos do Método dos Elementos Finitos

O MEF foi aplicado pela primeira vez em biomecânica pelo *Brekelmans et al.* [30] de maneira a estudar o comportamento mecânico de estruturas esqueléticas. No entanto, a aplicação do MEF no estudo da biomecânica da coluna vertebral começou com *Belystchko et al.* [31], [32].

No MEF, o modelo é dividido em elementos de geometria simples (unidimensional, bidimensional -triangular, tridimensional - tetraédrica, etc.) consoante o tipo, dimensões e complexidade do problema a estudar. As ligações (vértices) dos elementos, designados por nós, e os elementos formam a malha do modelo a estudar [33] (Figura 2.36). A malha pode ter diferentes tamanhos. Quanto mais pequena, ou seja, mais divisões tem, maior será a resolução da simulação. Contudo, malhas muito refinadas levam a processamentos muito longos e a resultados que, mesmo sendo bons, podem ser semelhantes aos obtidos com malhas um pouco maiores. Deve procurar-se um compromisso entre os resultados e o tempo.

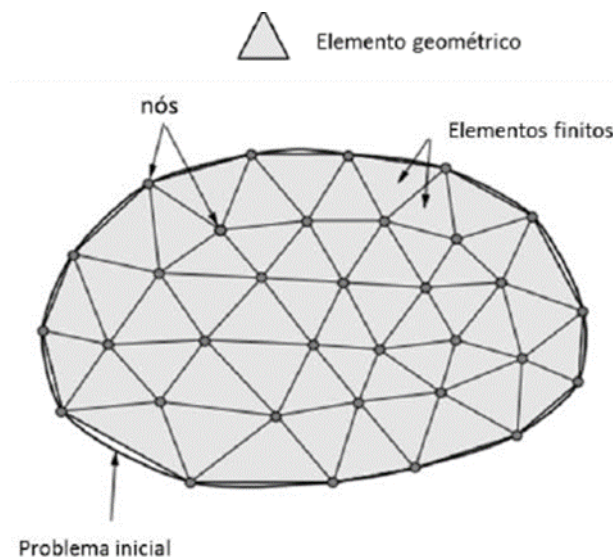


Figura 2.36 - Malha de elementos finitos para um problema bidimensional [33].

A formulação do MEF pode ser baseada no método dos deslocamentos, em modelos de equilíbrio ou em modelos híbridos e mistos. O mais simples e versátil é o método dos deslocamentos, necessitando de noções acerca dos graus de liberdade, deslocamento generalizado, força, equilíbrio, matriz de rigidez, vetor de solicitação, condições de apoio e de fronteira, etc. Essa formulação do MEF permite a substituição do estudo do estado de tensões de estruturas em condições complexas a partir de um integral (equação (2.1)) por um estudo efetuado por somatórios de integrais mas estendidos a elementos finitos de geometria simples (cada V_i corresponde a um elemento de geometria simples) que vão caracterizar a superfície e volume da estrutura a estudar de uma forma muito mais simples abrangendo todo o volume desta como se pode verificar com a equação (2.2) [34]:

$$\int_V f dV = \sum_{i=1}^n \int_{V_i} f dV \quad (2.1)$$

onde se pressupõe que:

$$V = \sum_{i=1}^n V_i \quad (2.2)$$

Para a resolução de problemas de análise de estruturas existe a necessidade de se classificar a geometria, o tipo de material constituinte e as ações aplicadas. Em primeiro lugar é necessário escolher o tipo de análise a utilizar, dinâmica ou estática; geralmente as ações sobre as estruturas são dinâmicas, sendo necessário considerar os efeitos dinâmicos das forças de inércia a que cada um dos elementos da estrutura fica sujeito. No entanto em muitos casos pode considerar-se que as ações são aplicadas de uma forma suficientemente lenta de forma que as forças de inércia são desprezáveis, a análise possa ser considerada estática [35].

Sempre que os deslocamentos provocados pelas ações exteriores aplicadas a uma estrutura sólida são muito pequenos quando comparados com as dimensões dos componentes da estrutura, pode-se assumir que não existe modificação da geometria; assim toda a análise é feita considerando a geometria inicial não deformada e a análise designa-se linear. Caso contrário, a análise seria não-linear geométrica. O comportamento do material que constitui a estrutura é considerado linear, se a relação entre as tensões e deformações é linear; caso contrário o comportamento do material não é linear sendo necessário recorrer a algoritmos de análise não linear material [35].

2.6.2. Simulação Numérica

Atualmente, recorre-se a *softwares* comerciais para estudar/simular estruturas não-lineares, problemas de contacto, interação de estruturas sólidas com fluidos, etc. Estes *softwares* também facilitam as fases de pré e pós-processamento. Para a simulação numérica de um processo mecânico pelo MEF são necessárias três etapas (Figura 2.37):

- **Pré-processamento** - permite a entrada de dados, definição da geometria, da malha de elementos finitos, das condições de fronteira e das cargas aplicadas;
- **Análise** - O programa comercial resolve as equações de equilíbrio estáticas ou dinâmicas pelo método dos elementos finitos;
- **Pós-processamento** - permite visualizar resultados, campos de deformações e tensões, na forma de mapas de contorno [36].

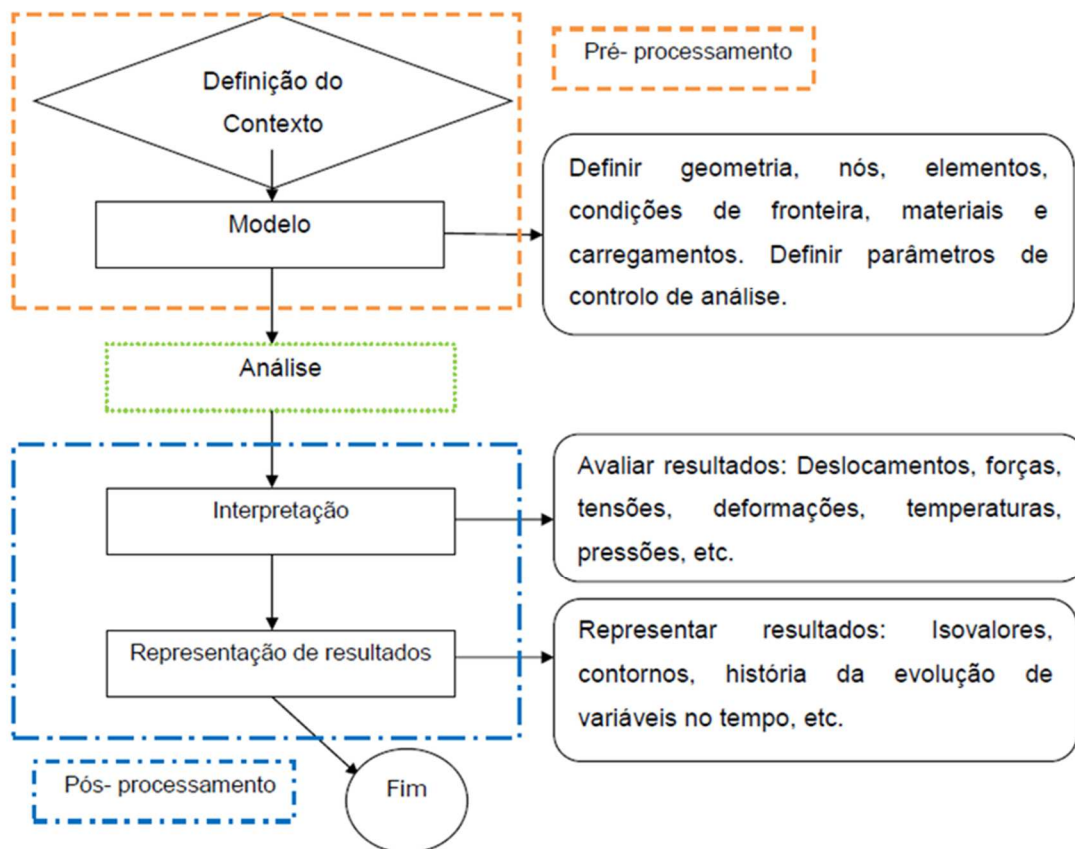


Figura 2.37 - Etapas a realizar na simulação numérica pelo MEF [37].

2.7. Hiperelasticidade

O estudo do comportamento mecânico da coluna vertebral exige uma análise cuidada do comportamento dos materiais/tecidos biológicos. Nesta secção conceitos como tensão, deformação, elasticidade, assim como, as diversas propriedades e comportamentos mecânicos dos materiais serão abordados. Após a familiarização dos conceitos atrás referidos, serão descritos alguns modelos hiperelásticos.

2.7.1. Comportamento elástico

O comportamento linear caracteriza-se pelo facto de a tensão ser proporcionalmente linear à deformação ou quando a deformação é reversível, ou seja, situações de carga e descarga respondem de igual forma [38].

O comportamento não-linear de sólidos assume duas formas: a não-linearidade do material em que a deformação não é reversível e não-linearidade da geometria associada a grandes deslocamentos. Quando a deformação atinge um estado em que o sólido deformado e não deformado

é substancialmente diferente, ocorre um estado de deformação finita. Neste caso, já não é possível obter uma curva de tensão-deslocamento linear [38].

2.7.1.1. Tensão e Deformação

Tensão é a intensidade da força definida como a força que atua numa área infinitesimal. A tensão normal é definida como:

$$\sigma = \lim_{dA \rightarrow 0} \frac{dF}{dA} \quad (2.3)$$

onde dF é a a força normal diferencial que atua numa área diferencial dA . Para a definição da tensão média utiliza-se a expressão:

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (2.4)$$

onde P é a força resultante e A a área total. Da mesma forma se calcula a tensão de corte τ causada por uma força de corte V definida como:

$$\tau = \lim_{dA \rightarrow 0} \frac{dV}{dA} \quad (2.5)$$

a tensão de corte média é obtida a partir de [39]:

$$\tau = \frac{V}{A} \quad (2.6)$$

Os materiais sólidos quando sujeitos a forças sofrem deformações. Quando as deformações são extremamente pequenas torna-se difícil a sua medição.

Deformação normal ou axial é o alongamento ou encurtamento de um segmento por unidade de comprimento. A deformação normal ou axial ε é uma quantidade adimensional, e é definida como:

$$\varepsilon = \frac{L_i - L_0}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (2.7)$$

em que L_0 e L_i representam os comprimentos original, antes de qualquer carga aplicada, e final, depois da carga aplicada, respetivamente (Figura 2.38) [39], [40].

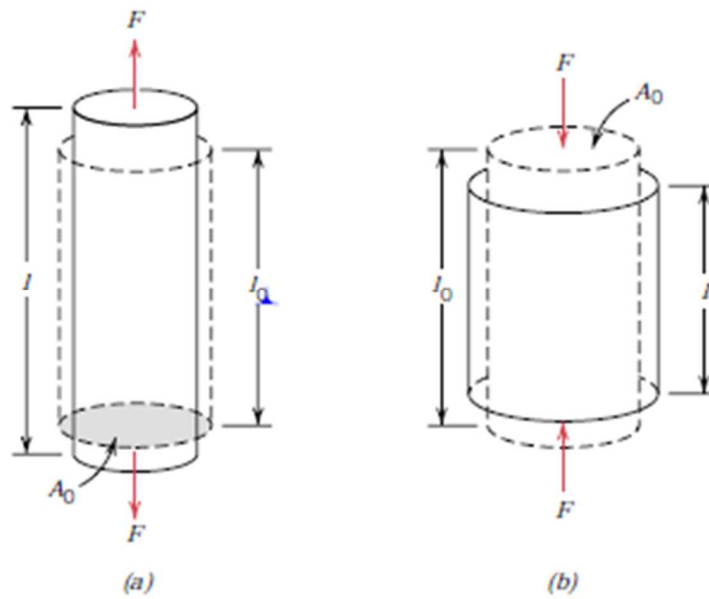


Figura 2.38 - a) Representação esquemática do alongamento e deformação linear positiva causada por uma carga de tração; b) Representação esquemática da compressão e deformação linear negativa causada por uma carga de compressão. As linhas a tracejado representam a peça antes da deformação e as linhas contínuas, após a deformação [40].

2.7.1.2. Testes de tração e compressão

As propriedades mecânicas dos materiais são estudadas recorrendo-se a ensaios laboratoriais normalizados que de uma forma aproximada refletem as condições de ação: a natureza e duração do carregamento, assim como as condições ambientais, ou seja, recria-se o ambiente a que o material estaria sujeito [40].

Nos ensaios de tração aplica-se uma carga de tração gradualmente crescente e os deslocamentos resultantes são obtidos com o auxílio de um extensómetro (Figura 2.39).

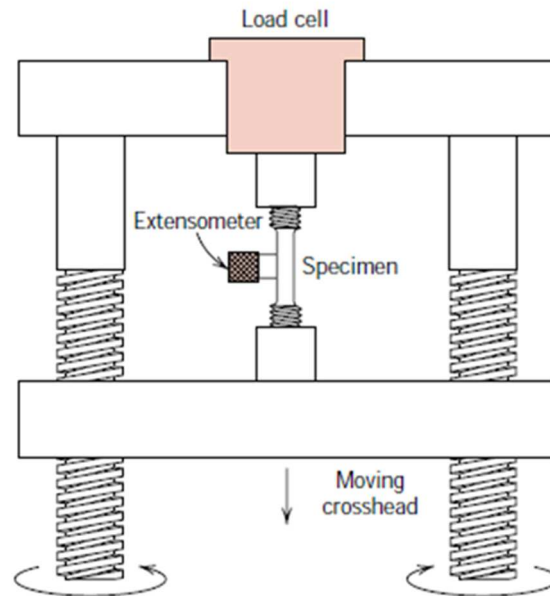


Figura 2.39 - Aparelho utilizado para realizar testes de tração tensão-deformação. A amostra é tracionada pela *crosshead* em movimento; a célula de carregamento e o extensômetro medem, respetivamente, a magnitude da carga aplicada e o deslocamento de tração [40].

Os ensaios de compressão apenas diferem dos ensaios de tração no tipo de carregamento, ou seja, a força aplicada neste caso é de compressão [40].

2.7.1.3. Deformação Elástica

Um material apresenta comportamento linear elástico se a deformação elástica é proporcional à tensão ou seja:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.8)$$

onde a constante de proporcionalidade E (GPa) é o **módulo de elasticidade**, ou **módulo de Young**.

Esta relação é designada por **Lei de Hooke**. Para materiais com um comportamento linear o gráfico de tensão (ordenada) vs. deformação (abscissas) resulta numa relação linear. O declive do segmento de reta da figura 2.40. corresponde ao módulo de elasticidade E . Este módulo é considerado como rigidez ou resistência de um material a uma deformação elástica. A deformação elástica é não permanente, ou seja, quando a carga aplicada é retirada a peça retorna à sua forma original

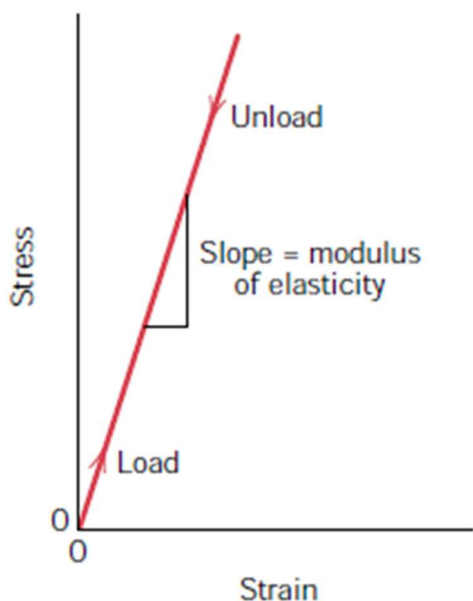


Figura 2.40 - Diagrama tensão-deformação mostrando a deformação elástica num ciclo de carregamento e descarregamento [40].

Os tecidos moles apresentam um comportamento não linear. Esta não linearidade provém da não-linearidade intrínseca (caraterísticas provenientes das proteínas, colagénio, etc.) devido à estrutura do tecido ou da não-linearidade geométrica em caso de grandes deformações a que os materiais são sujeitos. Na figura 2.41 está representado o diagrama tensão-deformação assim como o módulo de elasticidade tangente, igual ao declive da tangente em qualquer ponto da curva e o módulo de elasticidade secante, igual ao declive da secante [41],[40].

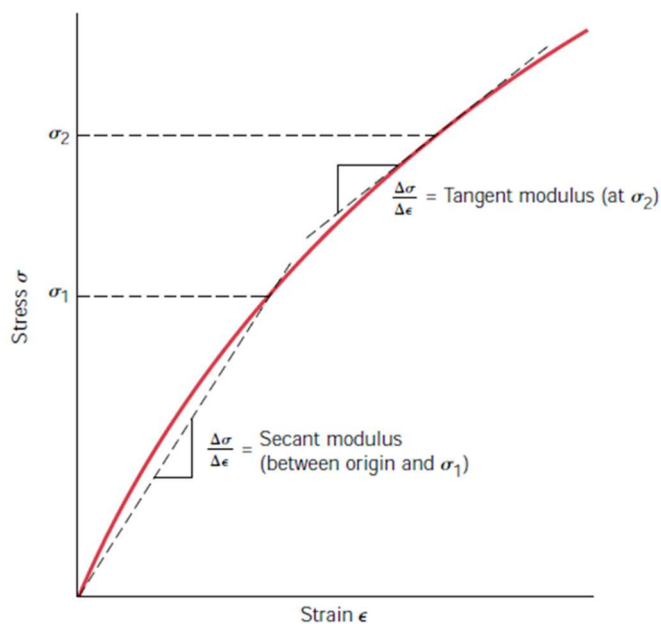


Figura 2.41 - Diagrama tensão-deformação de um material com um comportamento não linear [40].

2.7.2. Hiperelasticidade

A lei de *Hooke* não representa o comportamento mecânico de todos os materiais; Por exemplo as borrachas e os tecidos moles apresentam um comportamento não linear hiperelástico. O material hiperelástico ou material elástico de *Green* ou *Cauchy*-elástico corresponde a um modelo material em que a deformação é reversível mas aumenta muito mais rapidamente com o aumento da tensão do que a lei de *Hooke* prevê. Um modelo hiperelástico é caracterizado pela existência de uma função de energia livre $\Psi = \Psi(F)$, conhecida também por energia livre de *Helmholtz*, e que para materiais homogêneos depende apenas do tensor das deformações F :

$$\mathbf{P} = \frac{\partial \Psi}{\partial \mathbf{F}} \quad (2.9)$$

sendo \mathbf{P} o primeiro tensor *Piola-Kirchhoff* que define o campo de tensões no sistema de referência, igual a, $\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{P} \mathbf{F}^T \boldsymbol{\sigma}^T$ onde $\boldsymbol{\sigma}$ representa o tensor das tensões de *Cauchy*. O estado de tensão pode então ser obtido a partir das equações anteriores:

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{F} \left(\frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \right)^T \quad (2.10)$$

A equação anterior é designada por equação constitutiva ou de estado, e o modelo resultante designa-se por modelo material ou modelo constitutivo. Dependendo do tipo de material considerado a definição da função de energia de deformação assume formas distintas. Os tecidos vivos podem ser tratados como materiais incompressíveis, dado que sofrem deformação sem alteração significativa de volume; em condições de incompressibilidade o invariante $J = \det F = 1$. Por definição de material hiperelástico, o primeiro tensor de *Piola-Kirchhoff*, é dado por:

$$\mathbf{P} = -p \mathbf{F}^T + \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}}, \quad (2.11)$$

e o segundo tensor de *Piola-Kirchhoff* é igual a:

$$\mathbf{S} = -p \mathbf{F}^{-1} \mathbf{F}^{-T} + \mathbf{F}^{-1} \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} = -p \mathbf{C}^{-1} + 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.12)$$

e finalmente o tensor de *Cauchy* pode ser obtido como:

$$\boldsymbol{\sigma} = -p \mathbf{I} + \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \mathbf{F}^T = -p \mathbf{I} + \mathbf{F} \left(\frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \right)^T \quad (2.13)$$

Se a resposta do material (tensão-deformação) é igual em todas as direções, o material é isotrópico. Pode-se demonstrar que as funções de energia de deformação Ψ , para o caso de um

material isotrópico e incompressível, dependem dos invariantes de deformação I_1, I_2, I_3 , respetivamente. Esta condição expressa-se da seguinte forma:

$$\Psi_{isotrópico} = \Psi(I_1, I_2, I_3) - \frac{1}{2}(I_3 - 1) \quad (2.14)$$

em que,

$$I_1 = \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2 \quad (2.15)$$

$$I_2 = \sum_{i,j=1}^3 \lambda_i^2 \lambda_j^2 \quad i \neq j$$

$$I_3 = \prod_{i=1}^3 \lambda_i^2$$

sendo λ_1, λ_2 e λ_3 , os alongamentos principais.

O segundo tensor das tensões de *Piola-Kirchhoff* é dado por:

$$S = -pC^{-1} + 2 \left(\frac{\partial \Psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \right) I - 2 \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} C \quad (2.16)$$

Por último, o tensor das tensões de *Cauchy*:

$$\sigma = -pI + 2 \frac{\partial \Psi}{\partial I_1} b - 2 \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} b^{-1} \quad (2.17)$$

Definindo a função de energia em termos de alongamentos relativos principais ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$) [42]-[45].

$$\Psi_I = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) - \frac{2}{2} p(J - 1) \quad (2.18)$$

As tensões principais de *Cauchy* tomam a forma:

$$\sigma_i = -p + \lambda_i \frac{\partial \Psi}{\partial \lambda_i} \quad (2.19)$$

Por fim, as tensões principais de *Piola-Kirchhoff*:

$$P_i = -\frac{1}{\lambda_i} p + \frac{\partial \Psi}{\partial \lambda_i} \quad e \quad S_i = -\left(\frac{1}{\lambda_i}\right)^2 p + \frac{1}{\lambda_i} \frac{\partial \Psi}{\partial \lambda_i} \quad (2.20)$$

2.7.2.1. Modelos Hiperelásticos

Nesta subsecção são descritos muito sucintamente, vários modelos para materiais incompressíveis que permitem simular o comportamento hiperelástico de biomateriais, nomeadamente o de *Odgen*, *Mooney-Rivlin* e *Neo-Hookean*.

2.7.2.1.1. Modelo de *Odgen*

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

Como tal este modelo tem a forma [42], [44]:

$$\Psi = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (2.21)$$

onde N é o número total de termos da série e μ_p e α_p são constantes materiais, ou seja, módulos de corte e constantes adimensionais, respetivamente. Este modelo geralmente é usado para descrever o comportamento não linear de materiais tais como borracha, tecidos biológicos, entre outros. Para $N = 3$ existe uma correlação com os resultados experimentais [42], [43].

Os modelos de *Mooney-Rivlin*, *Neo-Hookean* e *Varga* são casos particulares para materiais incompressíveis do modelo de *Odgen* [43].

2.7.2.1.2. Modelo de *Mooney-Rivlin*

Considerando materiais incompressíveis, este modelo apresenta a mesma forma de energia livre que o modelo de *Odgen*, dada pela equação [43]:

$$\Psi = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \text{ com } N = 2, \alpha_1 = 2, \alpha_2 = -2 \quad (2.22)$$

assim,

$$\Psi = c_1(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + c_2(\lambda_1^{-2} + \lambda_2^{-2} + \lambda_3^{-2} - 3) \quad (2.23)$$

$$\Psi = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) \quad (2.24)$$

com $c_1 = \mu_1/2$ e $c_2 = \mu_2/2$.

2.7.2.1.3. Modelo *neo-Hookean*

Considerando $C_2 = 0$ obtém-se o modelo *neo-Hookean*, um caso particular do *Mooney-Rivlin*; e um modelo simples dado que a função de energia livre fica apenas em função do primeiro invariante de deformação [43], [44]:

$$\Psi = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \text{ com } N = 1 \text{ e } \alpha_1 = 2 \quad (2.25)$$

obtém-se,

$$\Psi = c_1(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) \quad (2.26)$$

$$\Psi = c_1(I_1 - 3) \quad (2.27)$$

7.2.1.3. Modelo de Varga

Este modelo é muito idêntico aos anteriores, na medida que também se encontra na forma do modelo de *Odgen*:

$$\Psi = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \text{ com } N = 1 \text{ e } \alpha_1 = 1 \quad (2.28)$$

$$\Psi = c_1(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 - 3) \text{ com } c_1 = \mu_1 \quad (2.29)$$

7.2.1.4. Modelo de Yeoh

Neste modelo a função de energia de deformação apenas depende do primeiro invariante de deformação I_1 [42], [43]:

$$\Psi = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3)^2 + c_3(I_3 - 3)^3 \quad (2.30)$$

onde c_1 , c_2 e c_3 são constantes do material que são determinadas durante os ensaios experimentais.

7.2.1.5. Modelo de Arruda e Boyce

Este modelo é também conhecido como *eight-chain model*. Tem como base uma expansão de *Taylor* [43], [44]:

$$\Psi = \mu \left[\frac{1}{2}(I_3 - 3) + \frac{1}{20n}(I_1^2 - 9) + \frac{11}{1050n^2}(I_1^3 - 27) + \dots \right] \quad (2.31)$$

onde n é o número de segmentos numa cadeia.

7.2.1.6. Modelo Polinomial

Trata-se do modelo mais recente que recai em potências de I_1 e I_2 . Este tenta ajustar a curva de tensão-deformação a um polinómio de grau que se deseja e que seja mais vantajoso para a correlação, obtendo-se a forma de energia livre [44]:

$$\Psi(I_1, I_2) = \sum_{p+q=1}^N c_{pq} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (2.32)$$

2.8. Revisão Bibliográfica

Com a rápida evolução dos computadores a simulação computacional tem vindo a aumentar ocupando um papel muito importante na área da investigação biomecânica e médica. O método dos elementos finitos (MEF) é uma ferramenta muito utilizada na simulação biomecânica a nível de sistemas biológicos e implantes, dadas as formas irregulares apresentadas por estes sistemas.

O MEF foi desenvolvido a partir do Método de *Galerkin* (1915), e consiste na integração aproximada de equações diferenciais parciais [46].

Alexander Hrennikoff (1941), *McHenry* (1941) e *Richard L. Courant* (1943) introduziram o MEF no início dos anos setenta na indústria aeroespacial [47][48]. *O. C. Zienkiewicz* foi um dos principais implementadores deste método desde a década de 60 [49].

No ano 1972, dois grupos de investigadores dos EUA e da Holanda aplicaram o MEF à biomecânica, possibilitando o cálculo das tensões mecânicas em estruturas biológicas de formas irregulares e o estudo de estruturas com comportamento anisotrópico [50]. *Brekelmans et al* em 1972 aplicou o MEF para estudar o comportamento biomecânico de partes esqueléticas, onde estudou um modelo em duas dimensões do osso fémur [30].

Como primeira abordagem à aplicação do MEF à coluna vertebral tivemos a criação de um modelo de elementos finitos assimétrico para o estudo do comportamento biomecânico do disco intervertebral com um carregamento axial efetuada por *Belytschko et al* (1974) [31].

Com a descoberta do MEF e a rápida evolução e aperfeiçoamento dos computadores e tecnologias de obtenção de imagens médicas, assim como o progresso das técnicas de processamento de imagem, pôde-se estudar de uma forma mais eficaz o comportamento de algumas patologias da coluna vertebral tal como escoliose. *Stokes et al* (1990) construiu um modelo biomecânico da caixa torácica humana que lhe permitiu estudar como o crescimento assimétrico do tórax pode influenciar o início da rotação e curvatura lateral da coluna vertebral verificado na escoliose [51].

Já mais tarde, *A. Shirazi-Adl* em 1994 [9] estudou a resposta de todos os ligamentos da coluna lombar durante uma torção axial. Para este estudo, *Shirazi-Adl* usou um modelo de elementos finitos

tridimensional das estruturas envolventes das vértebras L1-S1 da coluna vertebral, analisando todas tensões não lineares durante a aplicação de momentos de 15 Nm.

Mais recentemente, cirurgiões na China realizaram a primeira cirurgia de substituição do disco intervertebral cervical impresso tridimensionalmente. Este implante personalizado foi implantado num menino de 12 anos ao qual foi diagnosticado um cancro na região cervical pelo cirurgião *Dr. Liu Zhongjun* [52].

Capítulo 3

Trabalho Prático

3.1. Modelo Numérico 3D de Elementos Finitos da coluna com EIA

3.2. Validação do Modelo 3D de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo

3.3. Resultados e Discussão

3.1. Modelo Numérico 3D de Elementos Finitos da coluna com EIA

3.1.1. Introdução

Para a construção do modelo numérico 3D de elementos finitos foi necessário proceder a uma pesquisa sobre a anatomia da coluna vertebral, apresentada no capítulo 2.

A construção do modelo tridimensional de uma coluna vertebral com escoliose idiopática do adolescente incluiu todas as vértebras, os discos intervertebrais com os seus três principais componentes (núcleo pulposo, anel fibroso e fibras) e os ligamentos. O modelo foi obtido utilizando imagens médicas e os *softwares comerciais Mimics, FEMAP e Abaqus*.

3.1.2. Modelo 3D da coluna com EIA

Na construção do modelo 3D da coluna vertebral com escoliose idiopática do adolescente (EIA) foram utilizadas imagens TC de uma doente de 14 anos, obtidas no Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia (Figura 3.1).



Figura 3.1 - Imagem TC da coluna vertebral da paciente com EIA.

Como se pode observar na figura 3.1, as imagens TC fornecidas não apresentam uma resolução suficiente para a definição da geometria das vértebras; sendo assim, a partir destas imagens, apenas se construiu um modelo 3D representativo do eixo da coluna vertebral da paciente.

O *software Mimics* foi utilizado para o efeito; este permite criar máscaras sobre as diferentes secções das imagens TC, delimitando as regiões pretendidas para a construção do modelo 3D. Com a máscara definida, constrói-se o modelo 3D correspondente a essa máscara, e, de seguida define-se a malha de elementos finitos. A figura seguinte ilustra o modelo 3D da coluna com EIA obtido a partir das imagens TC.



Figura 3.2 - Modelo 3D da coluna com EIA obtido no *software Mimics*.

3.1.2. Vértebras

A estrutura das vértebras e a respetiva malha de elementos finitos foi obtida a partir de uma base de dados [1]; a malha definida é tetraédrica com elementos do tipo *SÓLIDO nós-4*, como ilustra a Figura 3.2. O modelo total, que vai desde o sacro até à vértebra C3, possui 124191 elementos e 131393 nós.

Utilizando o programa comercial *FEMAP* as vértebras foram posicionadas no modelo do eixo da coluna vertebral anteriormente definido, substituindo assim as vértebras do paciente. Posteriormente procedeu-se à criação da geometria dos discos intervertebrais e dos ligamentos associados à coluna vertebral. Neste estudo os músculos não foram considerados.

A definição da malha dos discos intervertebrais foi realizada no programa *Abaqus*, assim como a implementação dos elementos do tipo *Rebar*. A figura 3.3 apresenta o modelo obtido.

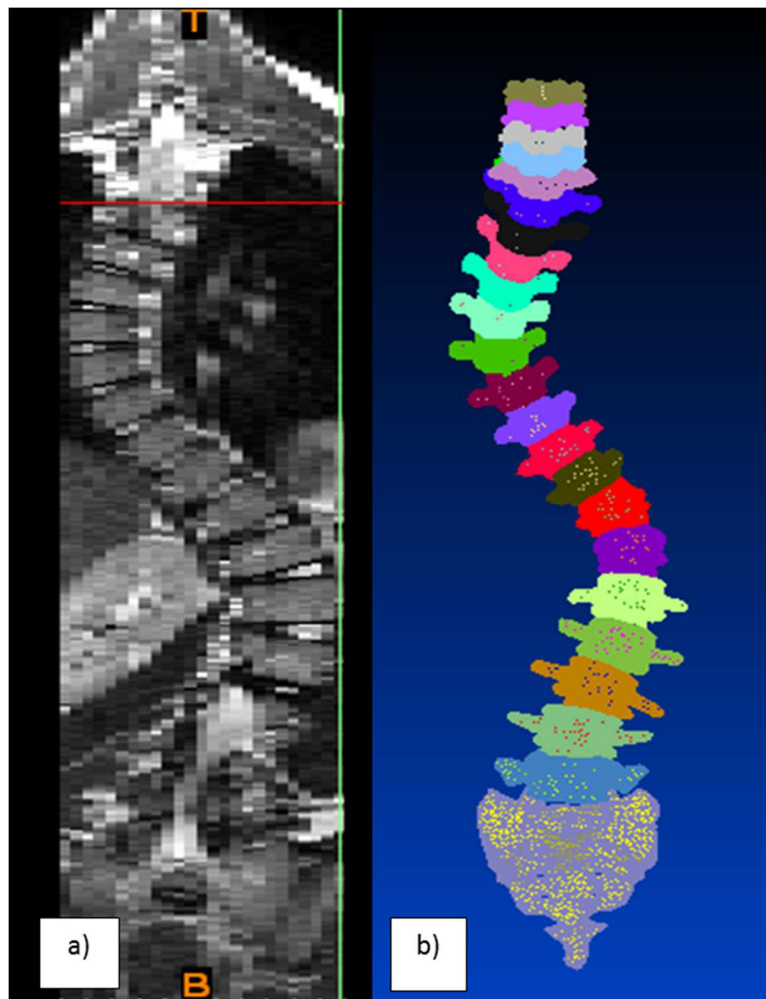


Figura 3.3 - Modelo 3D da coluna com EIA. a) Imagem TC da coluna vertebral da paciente com EIA; b) Modelo 3D criado.

Neste estudo as vértebras foram consideradas como corpos rígidos, uma vez que a sua deformação é bastante inferior à deformação do disco.

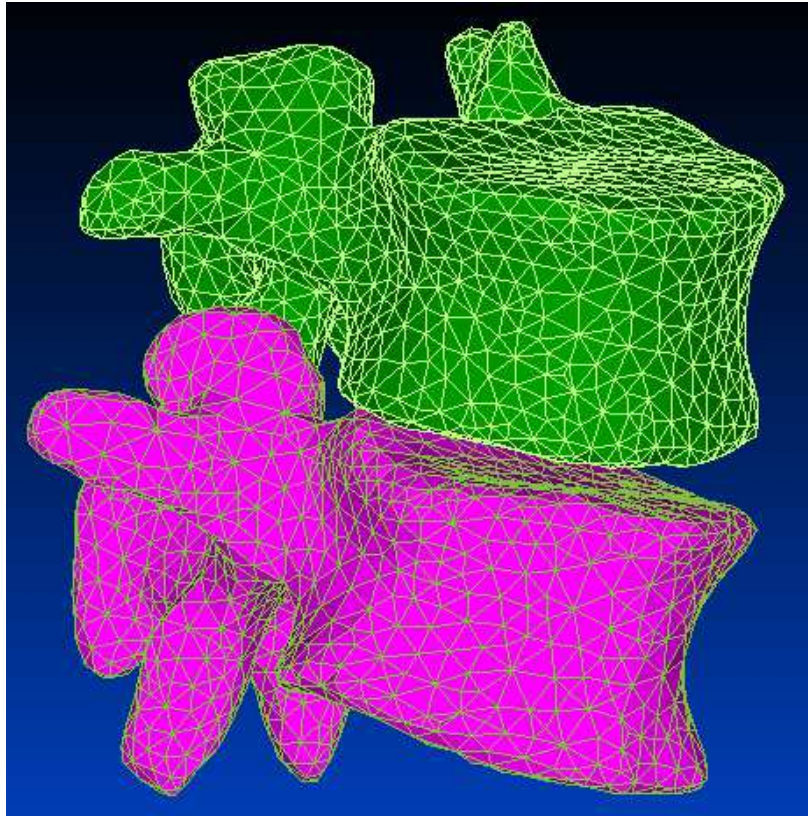


Figura 3.4 - Malha de Elementos Finitos da vértebra L1 (verde) e da vértebra L2 (rosa).

Como se pode verificar na figura 3.4, as superfícies superiores e inferiores das vértebras são rugosas o que dificulta a posterior construção dos discos intervertebrais. Assim, foi necessário alisar as superfícies de todas as vértebras, de maneira, a facilitar a construção de todos os discos intervertebrais (Figura 3.5).

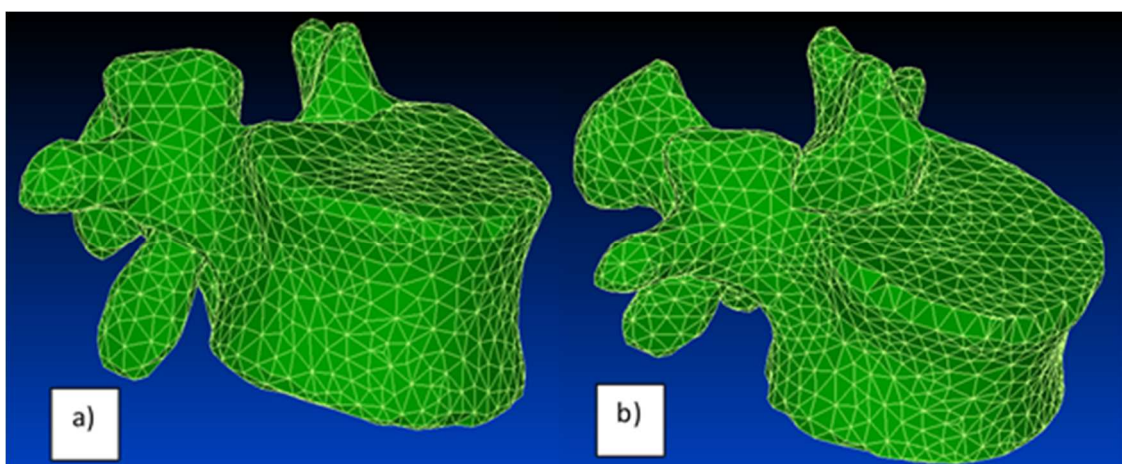


Figura 3.5 - Vértebra L1. a) Vértebra L1 sem o alisamento das superfícies superior e inferior; b) Vértebra L1 com o alisamento das superfícies superior e inferior.

3.1.3. Discos Intervertebrais

Após a preparação das vértebras, foi necessário obter os discos intervertebrais. Uma vez que apresentam baixa densidade não são visíveis numa tomografia computadorizada normal e tiveram que ser construídos. Após uma pesquisa na literatura [9][53] verificou-se que os discos tomam uma forma oval, devendo esta ser definida de acordo com o seu local de encaixe nas vértebras; a sua espessura deverá tomar o valor necessário para preencher o espaço entre as vértebras. Desta forma, a geometria dos discos foi criada usando a superfície inferior da vértebra superior e a superfície superior da vértebra inferior. Na superfície inferior da vértebra superior projetaram-se alguns pontos para formar uma elipse, que mais tarde foi extrudida até à superfície superior da vértebra inferior.

Como já foi referido, os discos são constituídos por duas secções, uma parte mais externa denominada de anel fibroso e uma mais interna denominada de núcleo pulposo. Inicialmente, construíram-se os discos como um sólido, que mais tarde sofreu alterações. Na figura 3.6 a) encontram-se representada a geometria de um disco, como um todo, ainda sem as regiões correspondentes ao anel fibroso e núcleo pulposo. Na figura 3.6 b) está representado o disco entre as vértebras L5 e L4.

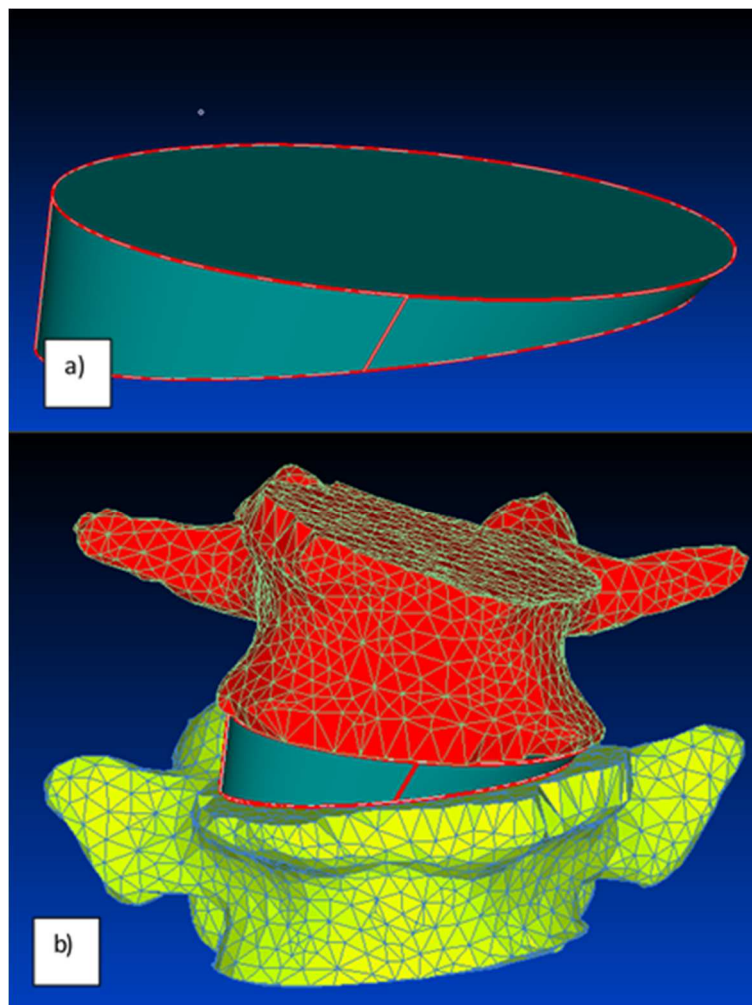


Figura 3.6 - a) Geometria de um disco intervertebral; b) Geometria do disco entre L5 (a amarelo) e L4 (a vermelho)

Após este primeiro passo, procedeu-se à realização do núcleo pulposo. Segundo a literatura, este deve ocupar entre 30 % a 50 % da área total do disco [54]. A geometria do disco com a identificação das regiões do núcleo pulposo e do anel fibroso encontra-se representada na figura 3.7. Posteriormente, à obtenção das geometrias mencionadas foi necessário criar as respetivas malhas de elementos finitos. Escolheram-se elementos hexaédricos tridimensionais de 8 nós, C3D8H, pelo facto de estas geometrias serem mais simples do que as encontradas nas vértebras e ainda porque estes elementos apresentam melhores resultados do que os elementos tetraédricos. Para o efeito, foi necessário dividir a geometria do disco em quatro, obtendo-se oito secções distintas, como se pode verificar na figura 3.7.

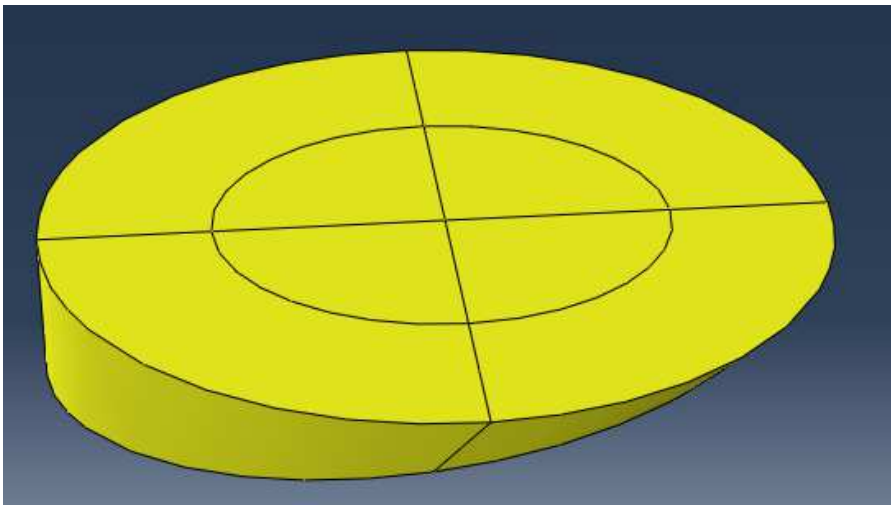


Figura 3.7 - Cortes (com cor preta) ao longo do disco intervertebral L4-5 (vértebra L4 e L5).

Assim, foi possível realizar a malha representada na figura 3.8 com elementos hexaédricos.

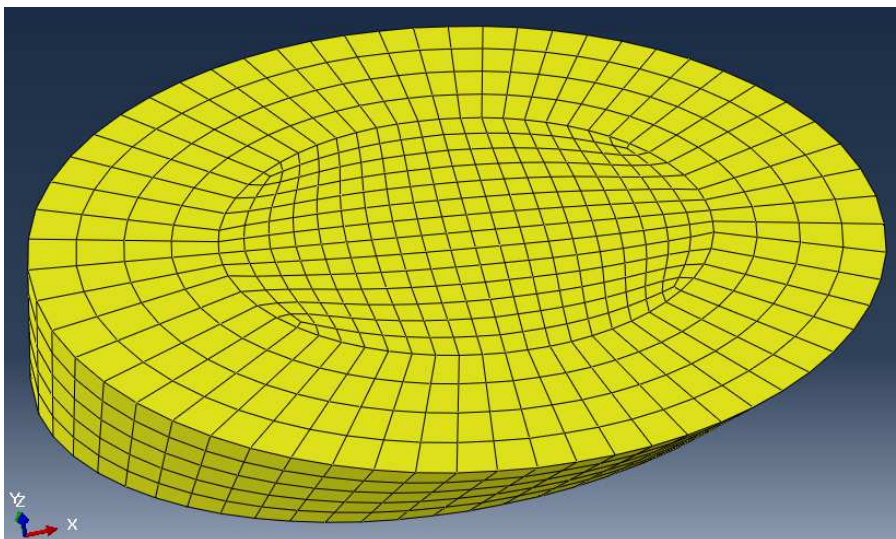


Figura 3.8 - Malha de elementos finitos do disco L4-5 entre as vértebras L4 e L5.

Apesar de o número das camadas que constituem o anel fibroso não ser constante ao longo da coluna, optou-se por manter o mesmo número de camadas para todos os discos, apenas 4, para que o modelo total não se tornar muito pesado em termos de processamento computacional. A malha do anel fibroso foi realizada apenas com 4 linhas por 4 colunas.

Desta forma, os discos possuem na sua totalidade 46600 elementos e 58453 nós.

A cada camada estão associadas as fibras de colagénio, que fazem entre si um ângulo 30° e apresentam direções opostas de camada para camada [9]. Todas estas características são consideradas no desenvolvimento das fibras, com elementos do tipo *Rebar*; este elemento é mais fácil de utilizar dado que não é necessário construir fibra a fibra embebida em cada camada. Apesar de em grande parte da literatura, os discos serem desenvolvidos com as fibras embebidas (*EMBEDDED ELEMENTS*), neste trabalho dado o grande número de discos intervertebrais optou-se pelos elementos do tipo *Rebar* para se tornar um processo mais automático e menos dispendioso em termos de tempo de preparação do modelo. Os elementos do tipo *Rebar* foram desenvolvidos segundo a orientação das fibras e as suas propriedades biomecânicas.

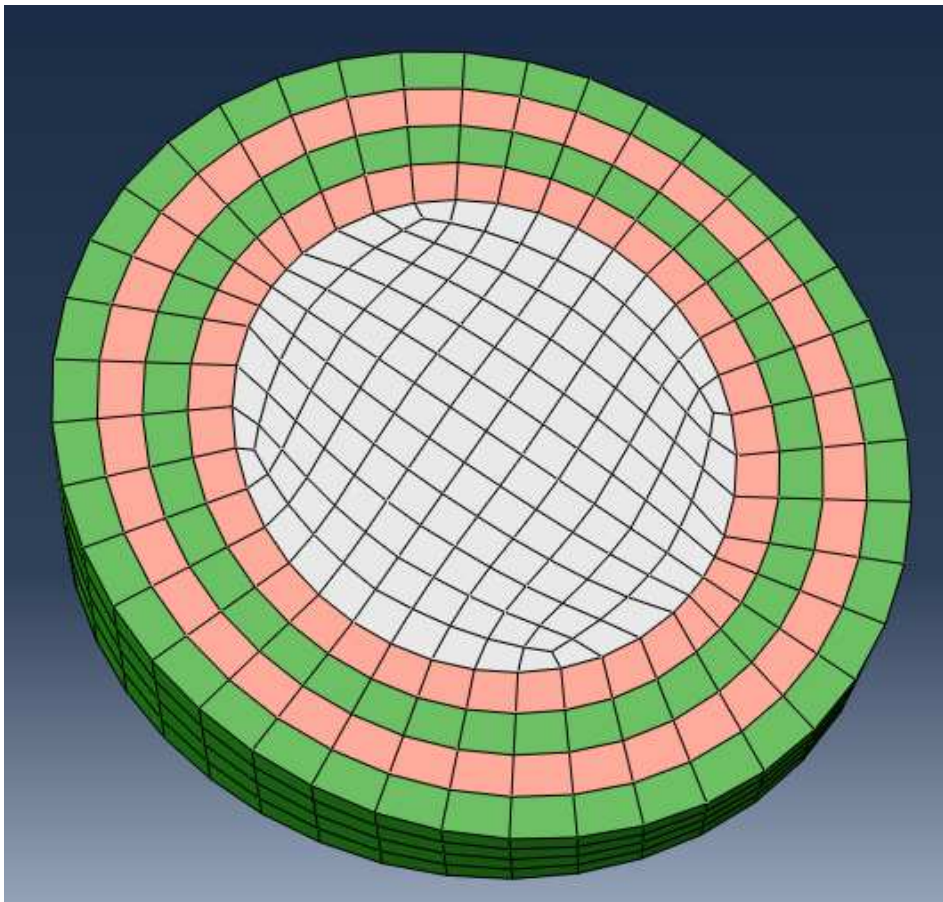


Figura 3.9 - Anel fibroso dividido em 4 camadas, com as camadas a verde correspondentes às fibras (elementos do tipo *Rebar*) a $+30^\circ$ e a rosa com as fibras -30° (vértebra L4 e L5), núcleo pulposo a cor cinza.

Para a criação das fibras procedeu-se da seguinte forma: a primeira etapa consistiu na divisão do anel fibroso em 4 camadas como ilustra a figura 3.9; seguidamente os elementos do tipo *Rebar* foram associados a cada camada, criando 3 conjuntos em cada disco, um correspondente aos elementos do tipo *Rebar* orientados a $+30^\circ$ (figura 3.10 - camadas a verde), outro para os elementos do tipo *Rebar* orientados a -30° (figura 3.11 - camadas a rosa), e, por último um para o núcleo (figura 3.11 - cor cinza).

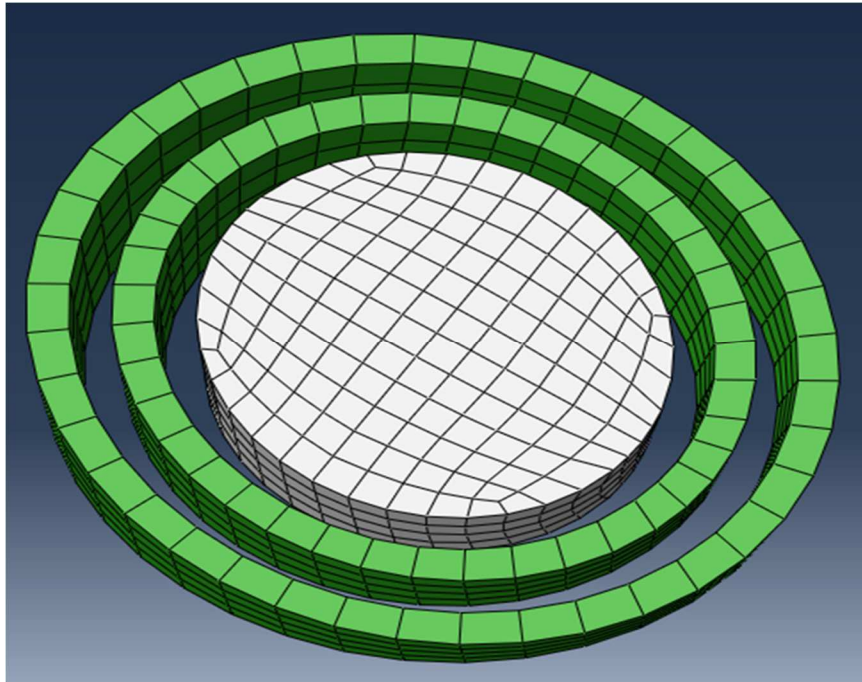


Figura 3.10 - Camadas a cor verde com os elementos do tipo *Rebar* orientados a $+30^\circ$; Núcleo pulposo a cor cinza.

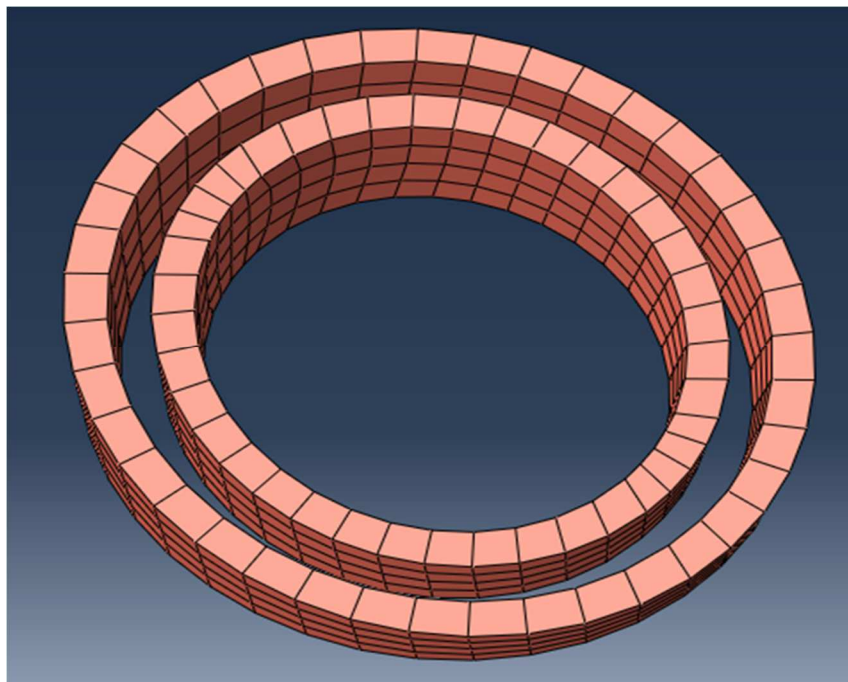


Figura 3.11 - Camadas a cor rosa com os elementos do tipo *Rebar* orientados a -30° .

Os elementos do tipo *Rebar* associados a cada elemento das sucessivas camadas não são visíveis, contrariamente ao que acontecia com as fibras embebidas. Sendo assim, foi necessário efetuar uma validação deste processo, apresentada posteriormente na próxima secção “Validação do Modelo 3D de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo”.

3.1.4. Ligamentos

Para cada ligamento utilizou-se um nó da vertebra superior e um nó da vértebra inferior. Ao ligar estes nós criou-se um elemento de barra.

Neste modelo os ligamentos utilizados dividem-se em 4 grupos, os longitudinais, os supraespinhosos, os interespinhosos e os transversos, como ilustram as figuras 3.12, 3.13 e 3.14.

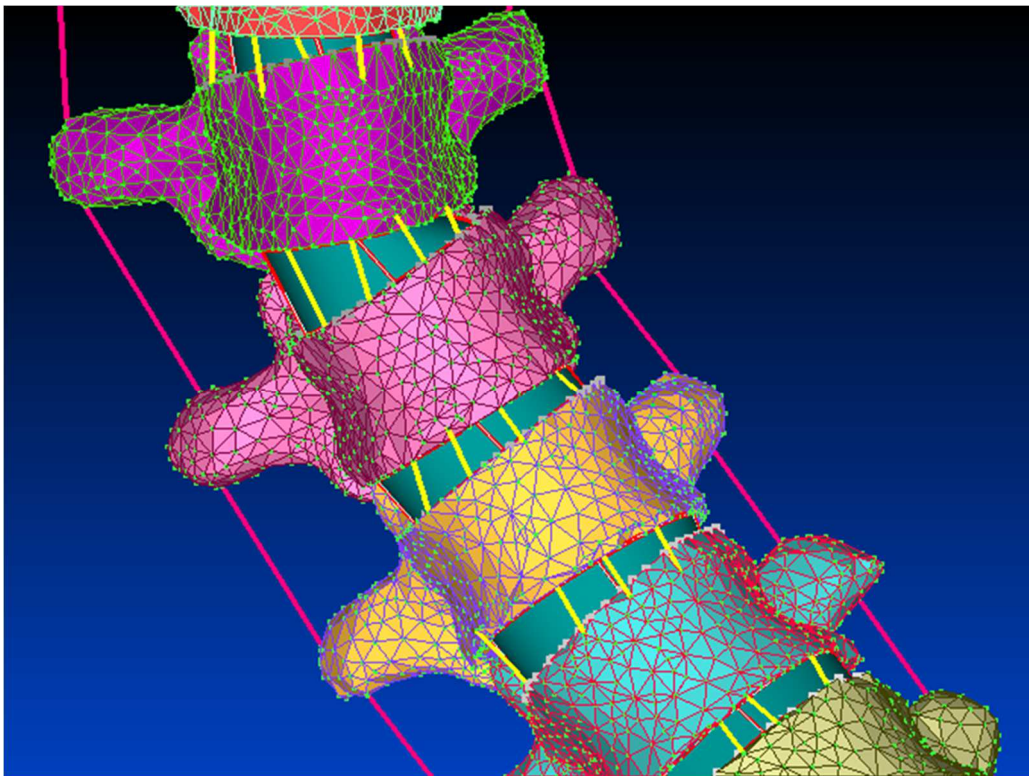


Figura 3.12 - Ligamentos longitudinais (a amarelo) e transversos (a rosa).

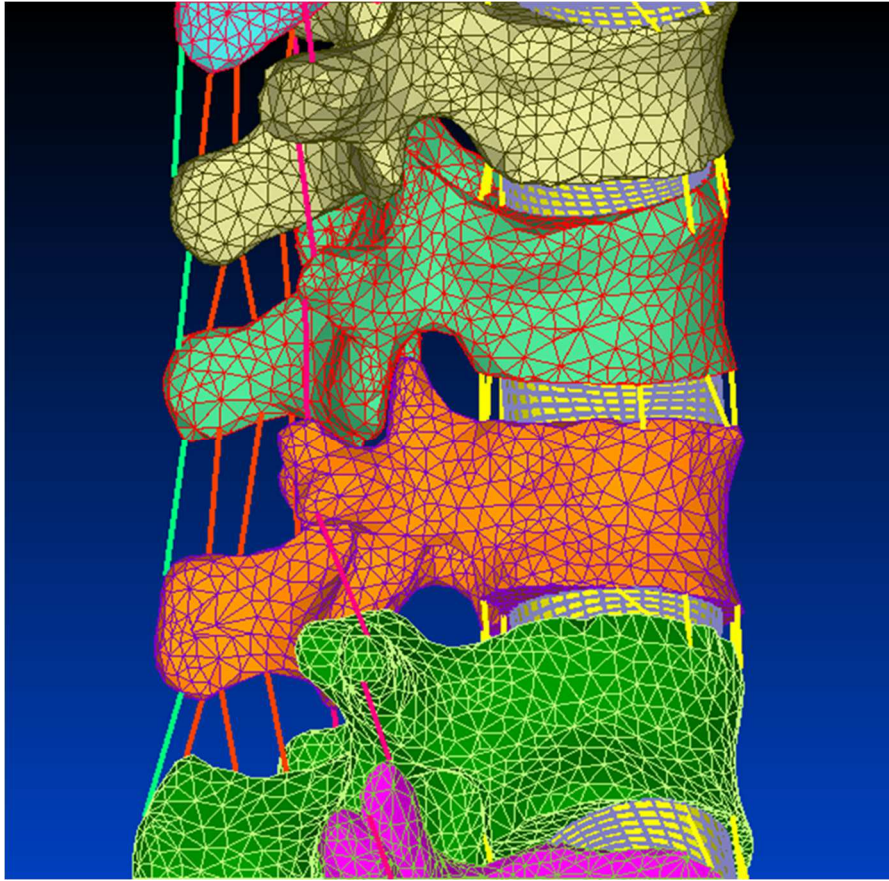


Figura 3.13 - Conjunto de vértebras com a inserção dos ligamentos nas apófises transversas, espinhosas e corpos vertebrais.



Figura 3.14 - Ligamentos supraespinhosos (a verde), ligamentos transversos (a rosa), ligamentos interespinhosos (a laranja) e ligamentos longitudinais anteriores e posteriores (a amarelo).

Os ligamentos foram modelados como elementos de barra, T3D2. Na tabela 3.1 encontra-se o número de nós e de elementos que cada tipo de ligamento possui em cada par de vértebras.

Tabela 3.1 - Características da malha de elementos finitos dos ligamentos em cada par de vértebras [55].

Tipo de Ligamento	Número de nós	Número de elementos	Referências
Ligamentos Longitudinais Anteriores	2	4	[55]
Ligamentos Longitudinais Posteriores	2	3	[55]
Ligamentos Supraespinhosos	2	1	[55]
Ligamentos Interespinhosos	2	3	[55]
Ligamentos Transversos	2	2	[55]

3.1.5. Condições de Fronteira

Para se alcançar o objetivo proposto, de modelação e simulação da coluna vertebral humana foi necessário aplicar diferentes condições de fronteira ao modelo completo.

De seguida serão apresentadas as condições de fronteira adotadas e a justificação dos motivos que fundamentam a escolha. Estes procedimentos foram todos elaborados no *software Abaqus*.

3.1.5.1 Função *Tie*

Para se estabelecer uma ligação entre a superfície superior do disco intervertebral e a superfície inferior de uma vértebra e da superfície inferior do disco intervertebral com a superfície superior de outra vértebra utilizou-se a função *Tie* que impõe restrições entre pares de superfícies; deste modo ao ser aplicado um tipo de carga, ocorre um deslocamento dos componentes do modelo, mas não uma separação total, isto é, o modelo mantém-se solidário, dado que, uma das superfícies funciona como “mestre” (figura 3.15 - vermelho) e outra como “escravo” (figura 3.15 - rosa), sendo solidária com o “mestre”. Este procedimento foi executado para todas as superfícies inferior e superior dos discos intervertebrais e superfícies inferiores e superiores das vértebras C3 ao sacro. Esta função *Tie* permite que os nós das superfícies dos discos sejam comuns aos nós das superfícies das vértebras.

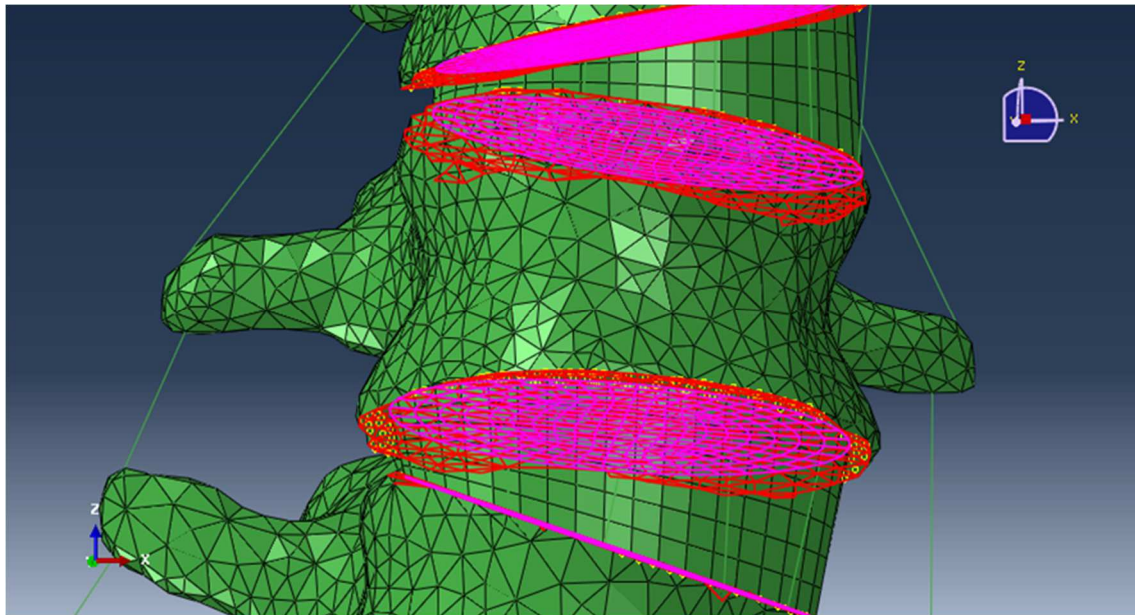


Figura 3.15 - Conjunto de pares de superfícies criadas para a criação da restrição *Tie* - a vermelho a superfície “mestre”; a rosa a superfície “escravo”.

3.1.5.2. Função *Boundary*

Dado que as cargas são aplicadas em cada conjunto de pontos que simulam os parafusos pediculares, o osso sacro deve estar fixo e a superfície da vértebra C3 (topo da coluna) também deve ser constringida embora os graus de liberdade difiram dos do osso sacro. Para tal, criou-se uma superfície que abrangeu os nós das articulações acetabulares do osso sacro, e em seguida restringiu-se o movimento em todos os graus de liberdade (figura 3.16). Para o caso da vértebra C3, foram apenas permitidas a rotação axial e translação segundo o eixo axial da coluna vertebral.

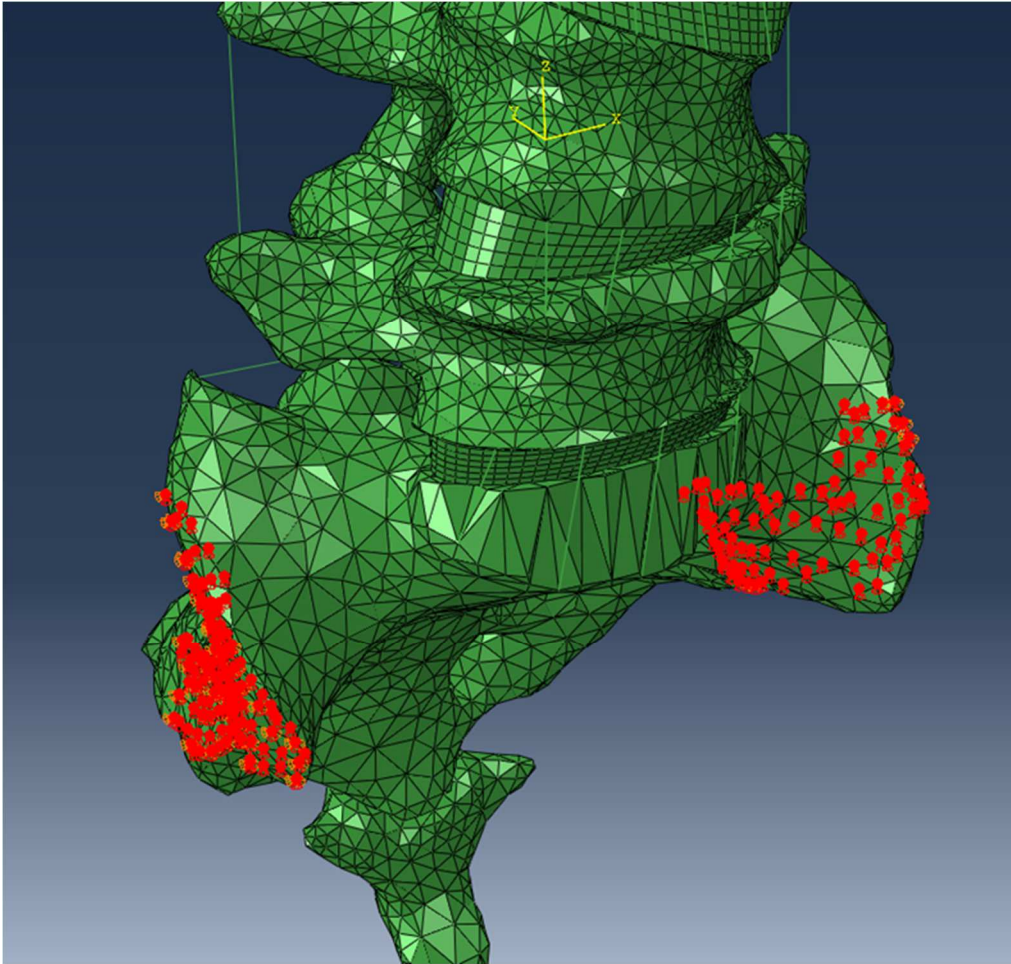


Figura 3.16 - Restrição do movimento em todos os graus de liberdade dos nós das superfícies correspondentes às articulações acetabulares.

3.1.5.3. Função *Coupling*

Neste estudo, utilizou-se a função *Coupling* de forma a bloquear os movimentos do eixo-x e no eixo-y, permitindo a rotação axial e translação segundo o eixo axial da coluna vertebral, ou seja segundo o eixo-z. Para se bloquear tanto os movimentos no eixo-x como no eixo-y, escolheu-se um nó de referência na superfície superior da vértebra C3 e os restantes nós da superfície desta vértebra foram acoplados e ligados a esse ponto de referência, como se observa na figura 3.17.

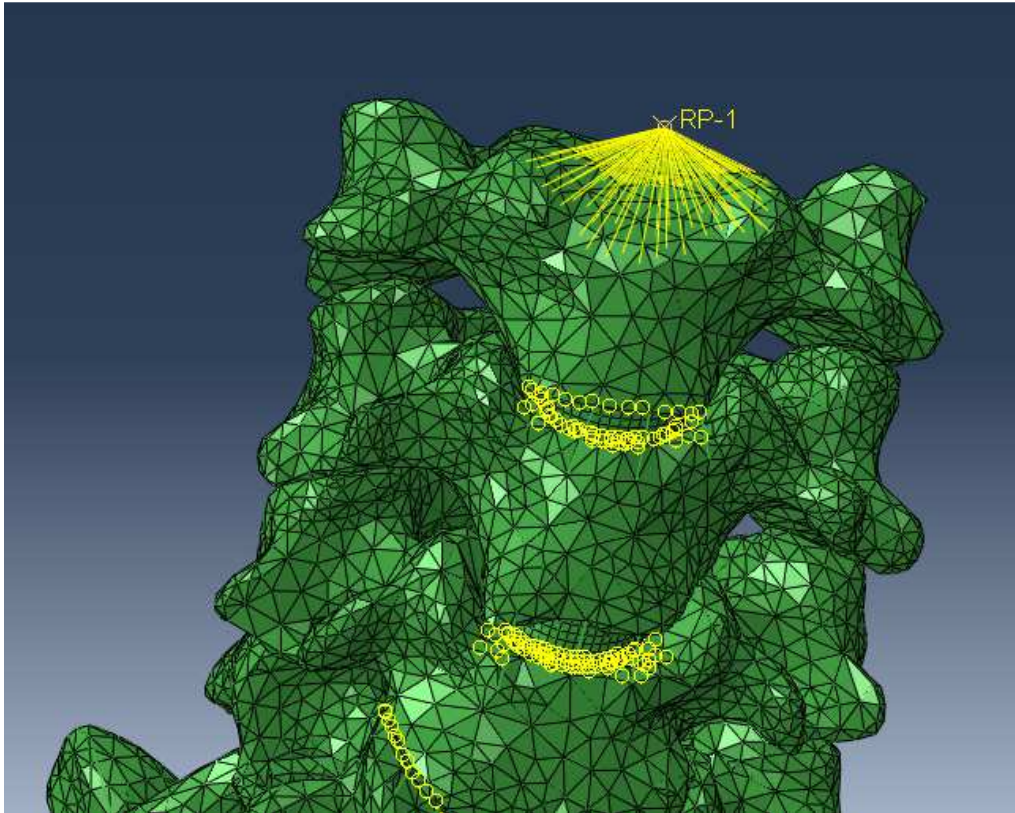


Figura 3.17 - Restrição dos movimentos transversais e coronais dos nós pertencentes à superfície superior do corpo da vértebra C3.

Numa tentativa de o estudo se assemelhar o mais possível à situação real, a simulação dos parafusos pediculares nos pedículos das vértebras será efetuada considerando os pontos onde estes seriam implementados, ligados a duas Barras uma de cada lado da coluna, exercendo uma determinada força para que a coluna fique o mais direita possível diminuindo desta forma os ângulos de *Cobb* (figura 3.18). Esta opção evita a modelação dos parafusos e das Barras sem alterar de forma significativa o comportamento biomecânico do modelo. Para tal, esta condição de fronteira foi aplicada nos diferentes pontos que representam os locais onde os parafusos pediculares estariam implementados (figura 3.18).

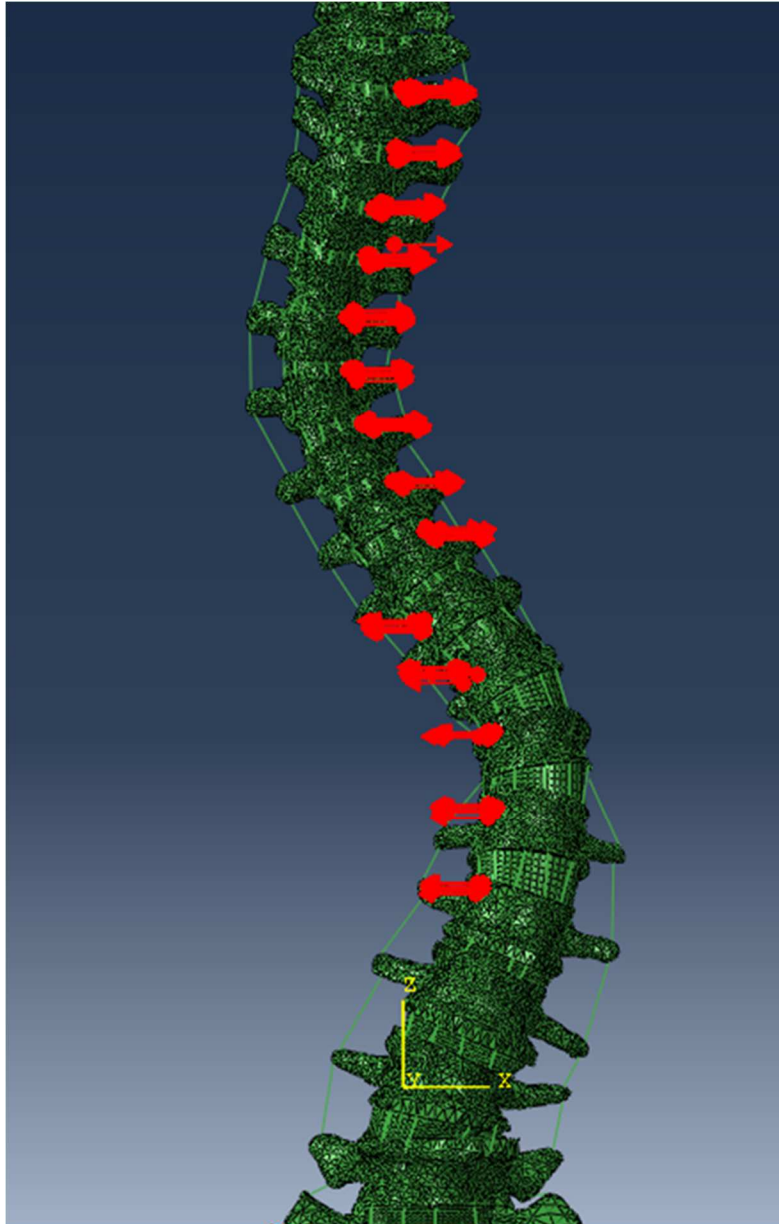


Figura 3.18 - Simulação dos diferentes parafusos pediculares.

Para se determinar as forças que as vértebras T1-L2 sofreriam no ato da cirurgia, calculou-se a distância que cada vértebra tem de se deslocar para se alinhar no eixo da coluna vertebral saudável relativamente à vertebra L5 (figura 3.19).

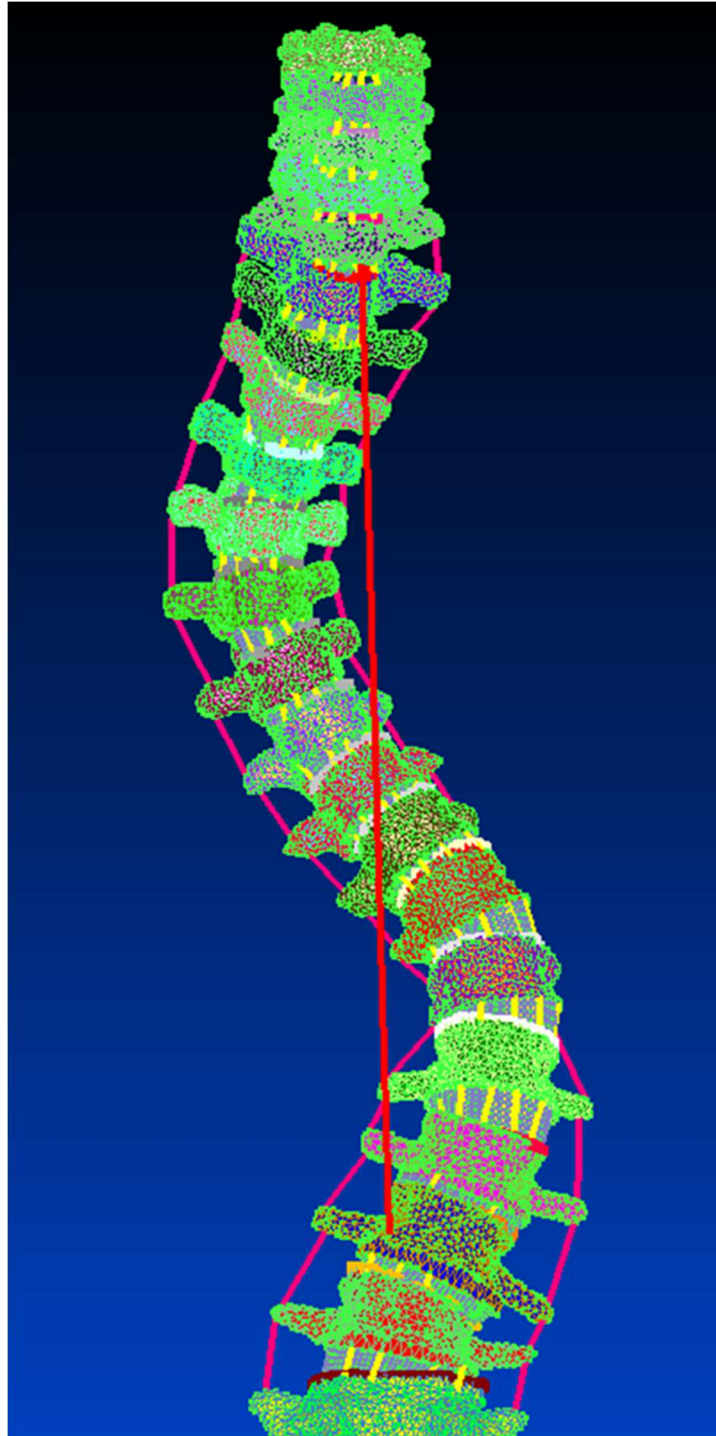


Figura 3.19 - Eixo correspondente à coluna saudável (linha vermelha).

Para tal, foi aplicada uma condição de fronteira do tipo deslocamento/rotação segundo o eixo-x com os respectivos valores da distância correspondente a cada vértebra (tabela 3.2).

Tabela 3.2 - Distância ao Eixo da Coluna vertebral saudável calculadas relativamente à vértebra L5.

Vértebras	Distância ao Eixo da coluna vertebral saudável em milímetros (mm)
L2	-30,60507
L1	-35,76405
T12	-33,38904
T11	-22,18843
T10	-8,67892
T9	1,17888
T8	11,4948
T7	22,83479
T6	29,35938
T5	28,04137
T4	23,55897
T3	19,71656
T2	14,98485
T1	10,2648

As propriedades dos diferentes materiais constituintes do modelo MEF da coluna com EIA foram obtidas na literatura apresentadas na secção 3.2.

3.2. Validação do Modelo 3D de Elementos Finitos e Propriedades Mecânicas do Modelo

3.2.1. Introdução

Nesta secção será apresentada a validação do modelo tridimensional de elementos finitos e das propriedades mecânicas que foram utilizadas no modelo final.

3.2.2. Validação do Modelo Tridimensional de Elementos Finitos

Antes da utilização do modelo numérico de elementos finitos criado para o estudo da unidade funcional C3-SACRO da coluna vertebral, foi necessário validar o modelo desenvolvido.

Desta forma, procurou-se na literatura vários resultados experimentais com o intuito de efetuar a comparação destes com os obtidos pelo método de elementos finitos para o mesmo tipo de carregamento.

Esta comparação terá de ser aproximada, pois este tipo de estudo está muito dependente do tipo de escoliose e do ângulo de *Cobb*, e das características de cada paciente. Vários fatores irão afetar o comportamento, nomeadamente as propriedades dos vários tecidos envolvidos, a idade do paciente, o ângulo de *Cobb* e o tipo da cirurgia (anterior, posterior, etc.).

O ângulo de *Cobb* é amplamente utilizado para quantificar e monitorar a progressão da escoliose. Numa primeira fase de validação, procedeu-se ao cálculo do ângulo de *Cobb*, de acordo a figura 3.20 [56], para se poder comparar este modelo com um modelo que apresente um ângulo idêntico. A figura 3.20 ilustra o cálculo do ângulo de *Cobb*: em primeiro lugar são traçadas duas linhas paralelas às vértebras, superior e mais inferior, que limitam a curva escoliótica; em seguida, são traçadas mais duas linhas perpendiculares às anteriores e o ângulo formado por estas duas últimas linhas é conhecido como ângulo de *Cobb* [56].

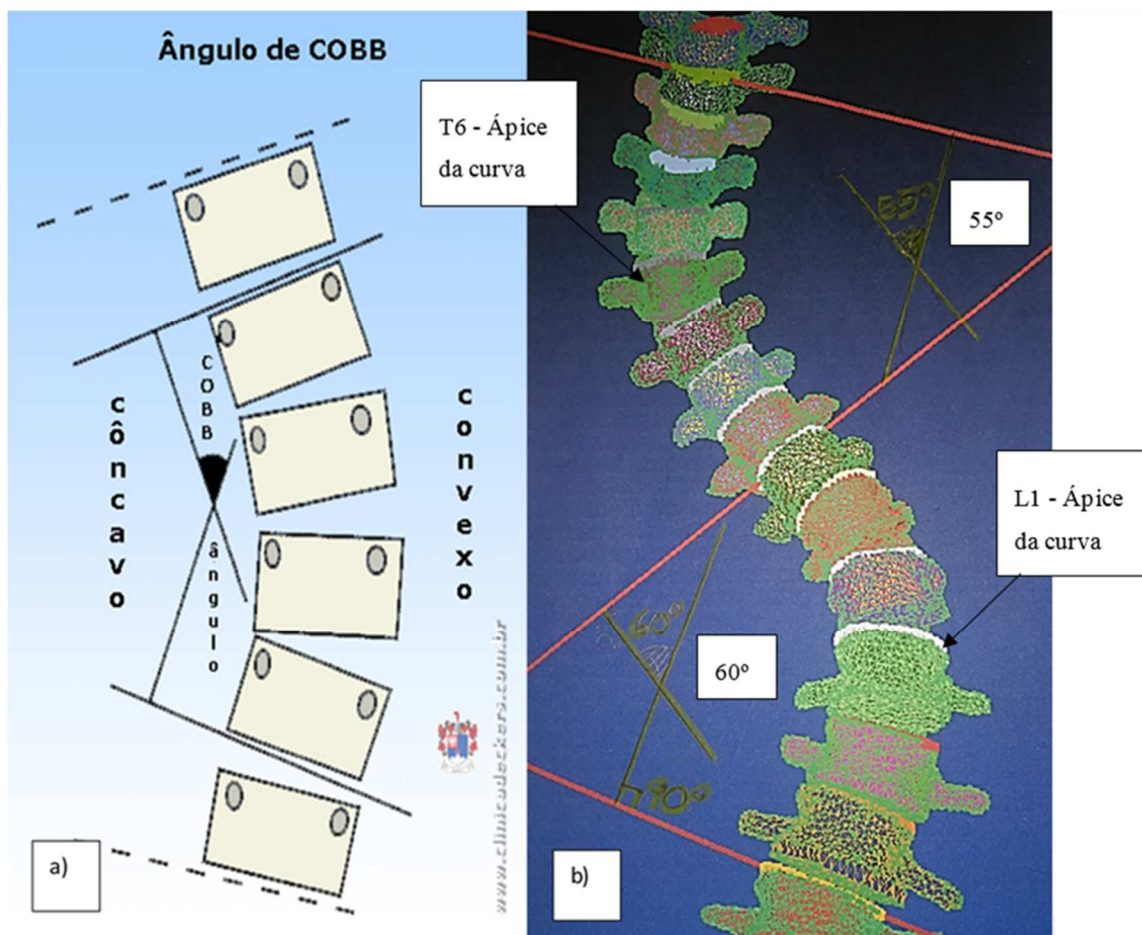


Figura 3.20 - a) Medida da Curvatura (Ângulo de *Cobb*) [56]; b) Cálculo do ângulo de *Cobb* e dos ápices das curvaturas do modelo 3D com EIA.

Para a validação foram escolhidos artigos que utilizam a técnica apresentada neste modelo, ou seja foram simulados parafusos ligados a uma barra do lado côncavo das curvas escolióticas, calculando-se as diferentes forças da translação/rotação necessárias para que as vértebras se deslocassem até se posicionarem próximo do eixo natural de uma coluna saudável. Para este trabalho foi então escolhido o artigo de *Salmingo et al.* [57], que investiga a relação entre as forças corretivas que atuam na deformação das Barras e na diminuição do ângulo de *Cobb*; o artigo de *Driscoll et al.* [58], tem como objetivo o desenvolvimento e a validação de um modelo volumétrico de Elementos Finitos detalhado com o intuito de simular a cirurgia de correção capturando as forças de arrancamento (*pullout*) exercidas em cada vértebra por meio de parafusos pediculares; e por último, o artigo de *Little et al.* [59], que se centra na investigação da biomecânica de uma coluna com escoliose corrigida cirurgicamente com a aplicação de uma barra e de parafusos pediculares; ou seja estuda como a deformação da coluna com EIA - especificamente o ângulo de *Cobb* e a deformação dos espaços intervertebrais - é reduzida com magnitudes crescentes das forças corretivas durante a cirurgia.

Como forma de validação do modelo em estudo, tentou-se aproximar as etapas efetuadas neste estudo às etapas efetuadas durante a cirurgia, de uma forma semelhante à utilizada nos diferentes artigos mencionados.

No ato da cirurgia, o cirurgião efetua a inserção dos parafusos nos corpos vertebrais no lado côncavo da curva escoliótica ou nos dois lados. Em seguida, realiza-se a discectomia, onde os discos intervertebrais que se encontram dentro do limite da curva escoliótica são removidos, de maneira a permitir a correção máxima da curvatura da escoliose, uma vez que, mantendo os discos intervertebrais seria impossível a correção pois as tensões às quais as vértebras estariam sujeitas levariam à fratura destas. Estas fraturas ocorreriam dado que os discos se comportam como materiais incompressíveis aumentando muito as forças de reação envolvidas na correção da curvatura escoliótica. Após a fixação dos parafusos e das Barras, o cirurgião preenche os espaços intervertebrais com material de enxerto ósseo que demora entre 3 a 6 meses a fundir [59]. Assim, os diferentes materiais associados às discectomias realizadas durante a cirurgia de correção, ou seja, nos discos intervertebrais pertencentes às curvas escolióticas, onde lhes foi cedido um módulo de elasticidade e coeficiente de *Poisson* de 0.1 e 0, respetivamente, tanto ao núcleo pulposo como ao anel fibroso.

Neste estudo, a validação passa pela comparação das forças de reação envolvidas em cada local da inserção dos parafusos. A seleção das propriedades foi efetuada após uma pesquisa na literatura; as propriedades utilizadas estão apresentadas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 - Propriedades dos materiais e tipo de elementos usados neste estudo [21], [59], [60].

Estrutura Anatômica	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson	Tipo de Elemento
Osso Cortical	12000	0.3	SOLIDO 4-nós
Osso Trabecular	100	0.2	SOLIDO 4-nós
Núcleo Pulposo	2	0.49	SOLIDO 8-nós
Fibras de Colagénio	500	0.3	REBAR
“Ground Substance”	4.2	0.45	SOLIDO 8-nós
Discectomias	0.1	0	SOLIDO 8-nós
Ligamentos Interespinhosos	Não linear elástico	0.3	BARRA, 2-nós
Ligamentos Supraespinhosos	Não linear elástico	0.3	BARRA, 2-nós
Ligamentos Transversos	Não linear elástico	0.3	BARRA, 2-nós
Ligamentos Longitudinais	Não linear elástico	0.3	BARRA, 2-nós

Antes de se validar o modelo completo foi necessário a validação das fibras de colagénio dos diferentes discos intervertebrais. Uma vez que os elementos do tipo *Rebar* não são observáveis entre os elementos, ao contrário do que acontece com as fibras implementadas a partir do *EMBEDDED*, houve a necessidade de validar o modelo. Sendo assim, criou-se uma barra (Figura 3.21) onde se definiu no ficheiro *.inp* os elementos do tipo *Rebar* com diferentes orientações de maneira a se obter o gráfico ilustrado na figura 3.22.

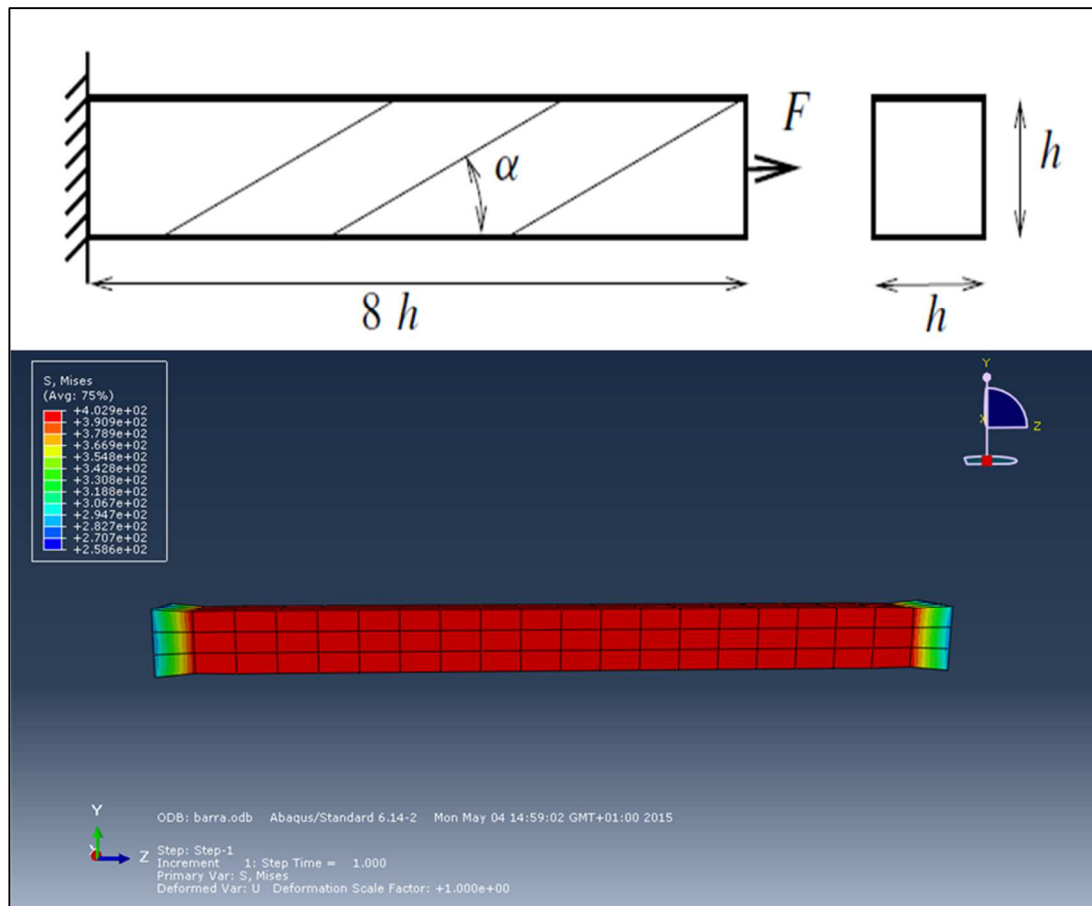


Figura 3.21 - Barra sujeita a uma força de tração com os elementos do tipo *Rebar* implementados em cada elemento [61].

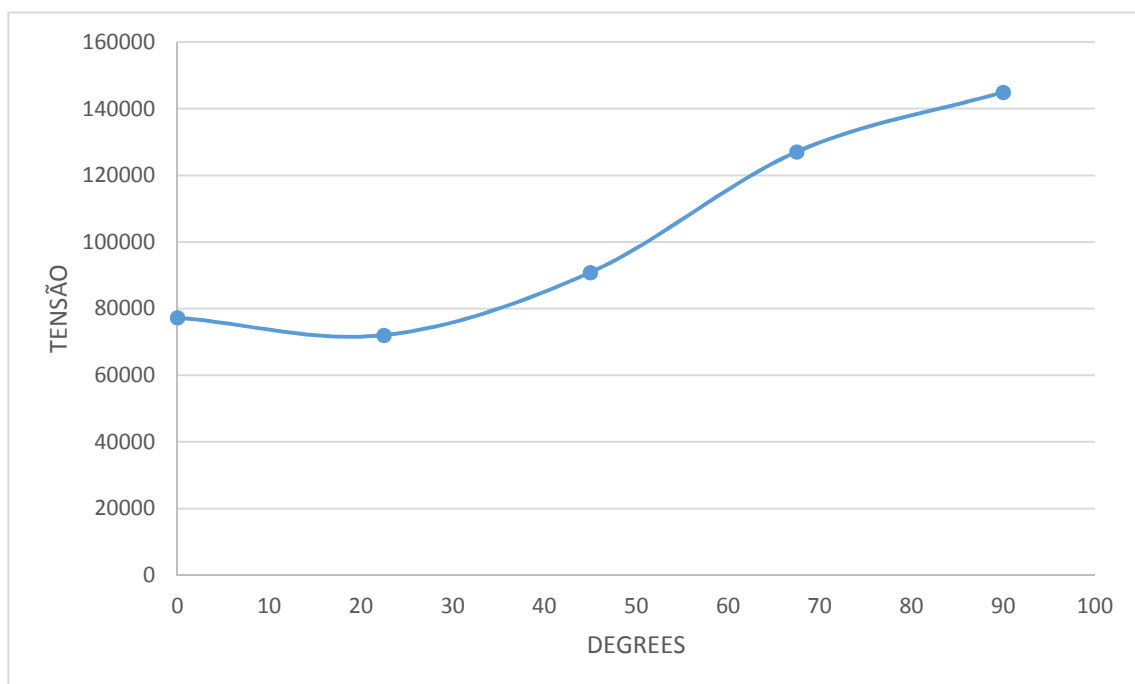


Figura 3.22 - Representação das tensões com a alteração da orientação dos elementos do tipo *Rebar*.

Como se pode verificar no gráfico acima, as tensões são máximas quando as fibras estão orientadas a 90 graus relativamente ao eixo y da barra, ou seja, as tensões são máximas quando as fibras estão alinhadas com a direção longitudinal da barra, o que era de esperar.

Após a validação dos elementos do tipo *Rebar*, passou-se à validação do modelo completo, para o qual se registou a magnitude das forças de reação em cada vértebra onde foram implementados os diferentes parafusos pediculares. Uma vez que para estudo da paciente em causa não se tem qualquer informação pós-operatória, a simulação da cirurgia foi efetuada considerando um caso idêntico obtido na literatura [27], como se pode verificar nas figuras 3.23 e 3.24. Embora a imagem 3.23 ilustre parafusos e Barras em ambos os lados da coluna, os parafusos do lado convexo da curva da escoliose servem mais para estabilizar a coluna de maneira a equilibrar as tensões exercidas nas vértebras; por esta razão, neste estudo apenas se simulou parafusos pediculares no lado côncavo da curva escoliótica.

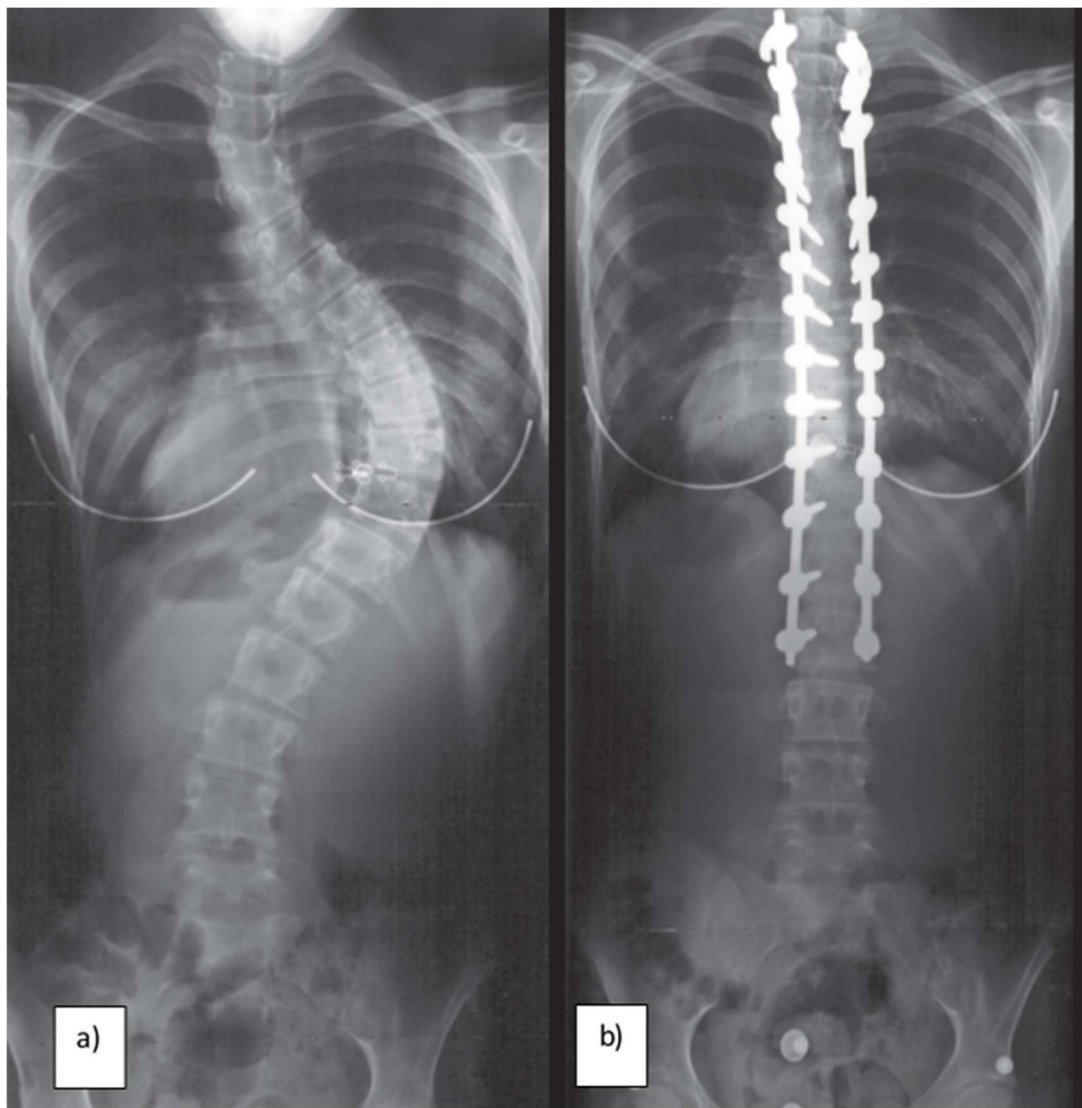


Figura 3.23 - Radiografias de uma paciente adolescente com escoliose idiopática da adolescente tratada com parafusos pediculares numa abordagem posterior da coluna vertebral. a) Radiografia posterior-anterior (PA) pré-operatória; b) Radiografia PA pós-operatória [27].

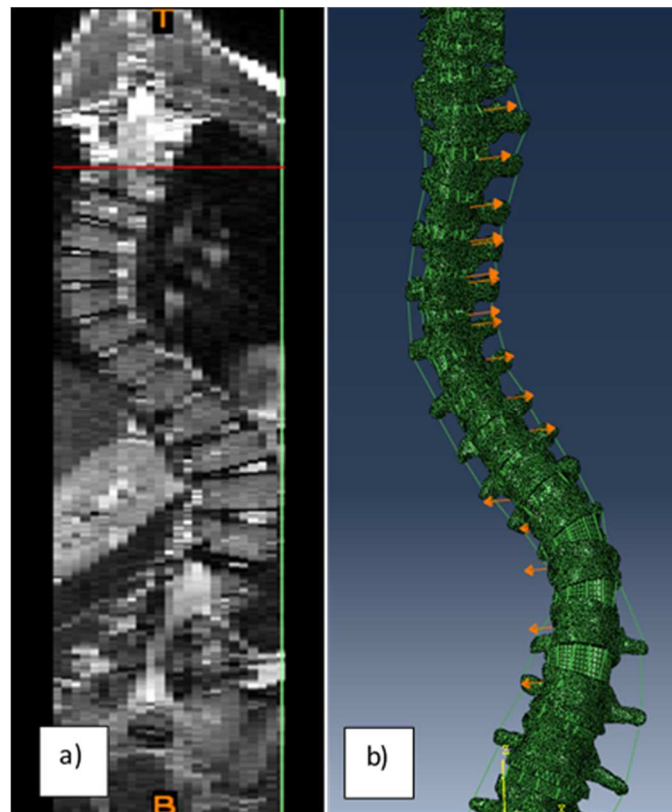


Figura 3.24 - a) Radiografia PA da paciente do presente estudo com EIA; b) Modelo 3D de elementos finitos com a simulação dos diferentes parafusos pediculares nas vértebras T1-L2.

A figura 3.25 mostra a grandeza das forças de reação na interface parafuso/vértebra.

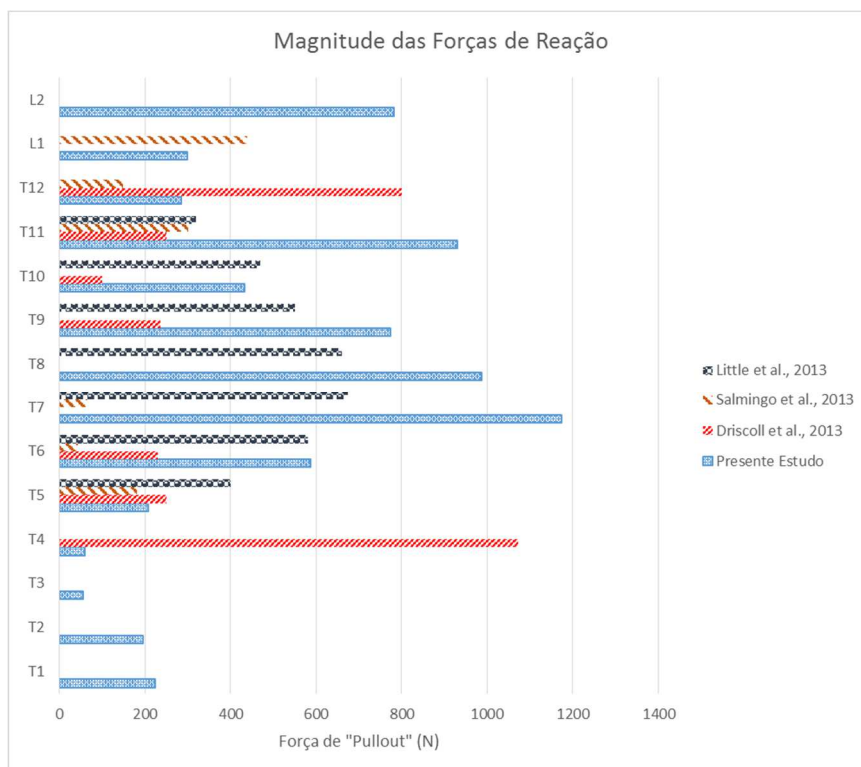


Figura 3.25 - Magnitude das forças de reação medidas durante a simulação para cada vértebra.

Na tabela 3.4 estão representadas as características de cada modelo. De acordo com o estudo semelhante encontrado na literatura [58] as forças de *pullout* dos parafusos pediculares encontram-se entre 1218-1892 Newton (N). Como se pode observar no gráfico da figura 3.25, os valores deste estudo são aproximados, e a força mais elevada é no ápice da curva T7-T6 apresentando um valor igual a 1173,467 N.

Tabela 3.4 - Características dos modelos do Presente estudo, do *Little et al.*, *Salmingo et al.* e de *Driscoll et al.* [57]-[59].

Estudos	Presente Estudo	<i>Little et al.</i> , 2013	<i>Salmingo et al.</i> , 2013	<i>Driscoll et al.</i> , 2013
Ângulos de <i>Cobb</i>	Zona torácica: 55°; Zona Lombar: 60°	Zona torácica: 53°	Zona Torácica estendida à zona lombar: 59°	Zona Torácica: 73°
Vértebras Instrumentadas	T1-L2	T5-T12	T5-L2	T4-T12
Ápices das curvaturas	Zona Torácica: T6T7 Zona Lombar: L1L2	Zona torácica: T8T9	Zona torácica: T9T10	Zona torácica: T7T8

Comparando o presente estudo com os restantes (figura 3.25), pode-se observar que os valores diferem de caso para caso devido à patologia em causa diferir em muitos aspetos, nomeando o ângulo de *Cobb*, o número de curvaturas escolióticas, ou seja, na zona lombar e/ou na torácica, assim como a técnica cirúrgica escolhida pelo cirurgião, em particular o número de discectomias realizadas. Todos estes fatores implicarão diferenças em termos de comportamentos dos diferentes modelos e dos valores das forças atuantes em cada vértebra. Contudo, comparando com os dados da literatura, pode-se verificar que não existe discrepância em termos de valores das forças aplicadas em cada interface parafuso/vértebra. Quando o cirurgião opta por colocar os parafusos no ápice da curvatura, verifica-se que o valor da força mais elevado, correspondente à vertebra e disco intervertebral mais desalinhados e deformados relativamente a uma coluna vertebral saudável, aumenta; por esta razão, neste modelo se encontra um valor mais elevado de força de *pullout* nos ápices das curvas torácica (T6T7) e lombar (L1L2), relativamente aos dados da literatura.

3.3. Resultados e Discussão

3.3.1. Introdução

Depois de construído o modelo 3D da coluna vertebral com EIA foi possível obter as forças de reação a que cada vértebra está sujeita durante a cirurgia de correção. Neste estudo considerou-se as discectomias dos discos pertencentes às curvas torácicas e lombares. Neste estudo também se compararam as forças de reação obtidas para dois modelos, realizando a discectomia e conservando os discos intactos.

3.3.2. Simulações numéricas efetuadas

O primeiro ensaio consistiu na simulação de uma cirurgia de correção da EIA. Para o efeito foram aplicados deslocamentos/rotações correspondentes aos movimentos que as vértebras teriam de sofrer para se diminuir o ângulo de *Cobb*, como se pode observar na figura 3.26.

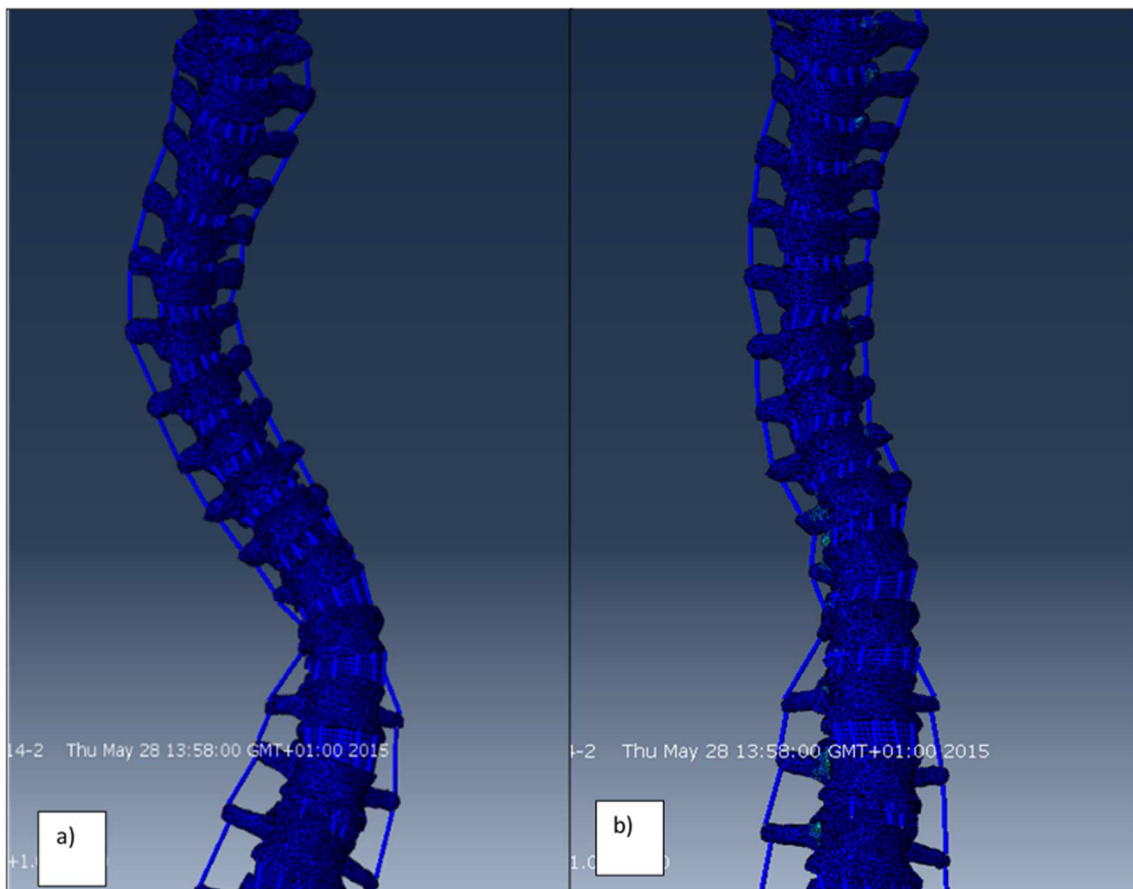


Figura 3.26 - a) Modelo FEM da coluna vertebral com EIA; b) Modelo MEF pós-diminuição do ângulo de Cobb.

Observando a figura 3.26, pode-se afirmar que dificilmente se corrigirá a curvatura escoliótica, embora, seja visível uma diminuição significativa do ângulo de *Cobb*.

A tabela 3.5 representa a translação que as vértebras L2-T1 sofreram, assim como a translação segundo o eixo x calculada previamente, sob forma, de comparação das translações U_x simulada e U_{x_i} calculada antes da simulação.

Tabela 3.5 - Translação das vertebrae L2-T1 segundo os eixos x,y,z assim como a translação U_{x_i} .

Vértebras	U_x (mm)	U_y (mm)	U_z (mm)	Distância ao Eixo da coluna vertebral saudável segundo U_{x_i} (mm)	$\Delta U_x = U_{x_i} - U_x $
L2	-29,1861	5,403881	6,472858	-30,60507	1,41899
L1	-35,3047	6,198852	6,996904	-35,76405	0,45937
T12	-33,2686	6,538383	6,566107	-33,38904	0,12045
T11	-21,706	7,617332	9,277916	-22,18843	0,48247
T10	-8,64903	10,09722	15,87347	-8,67892	0,02989
T9	0,227073	11,89339	19,10437	1,17888	0,951807
T8	10,30909	11,76208	22,6136	11,4948	1,185708
T7	21,80155	11,04298	25,87034	22,83479	1,033235
T6	21,94989	10,72537	25,87441	29,35938	7,409493
T5	28,00338	3,769011	27,08399	28,04137	0,037987
T4	23,63021	0,949245	26,93435	23,55897	0,07124
T3	19,70929	-2,52342	26,47797	19,71656	0,007273
T2	14,99308	-5,12783	25,82925	14,98485	0,00823
T1	10,30831	-8,91745	25,12758	10,2648	0,04351

Como se pode ver na tabela 3.5 as diferenças de translação segundo o eixo-x são mínimas relativamente ao esperado, podendo-se concluir que as forças calculadas a partir dos valores obtidos neste estudo estarem dentro da gama aceitável de forças de correção segundo a literatura [57]-[59], como foi provado na validação do modelo MEF, apesar da margem de erro que todos os cálculos numéricos acarretam. É de se notar igualmente que o sentido do deslocamento U_x corresponde ao sentido U_{x_i} .

Pode-se observar também os milímetros (mm) que as vértebras se deslocam axialmente, aumentando desta forma o tamanho da paciente.

Na tabela 3.6 encontram-se as características da EIA do decorrente estudo.

Tabela 3.6 - Características da EIA do presente estudo.

Estudos	Presente Estudo
Ângulos de Cobb	Zona torácica: 55° ; Zona Lombar: 60°
Vértebras Instrumentadas	T1-L2
Discos Intervertebrais dos ápices das curvaturas	Zona Torácica: T6T7 Zona Lombar: L1L2

A partir dos diferentes deslocamentos de cada vértebra mencionados na tabela 3.6 obteve-se as seguintes forças de reação listadas na tabela 3.7.

Tabela 3.7 - Forças de Reação (N) que cada vértebra está sujeita durante a cirurgia de correção. A cinza estão representados os ápices das curvaturas lombar e torácica.

Vértebras	Forças de Reação (N)
T1	223,315
T2	195,7275
T3	54,6523
T4	59,13047
T5	207,2757
T6	586,3707
T7	1065,467
8	986,6234
T9	773,6948
T10	433,5563
T11	929,5303
T12	285,0153
L1	299,3301
L2	782,3074

Analisando os valores da tabela verifica-se que os valores das forças de reação mais elevados correspondem aos ápices das curvaturas (a cinza), visto que as vértebras se apresentam mais afastadas do eixo normal de uma coluna vertebral saudável.

A figura 3.27 representa as forças de reação (correspondentes à interface parafuso/vértebra) nas vértebras T1-T9 e T10-L2.

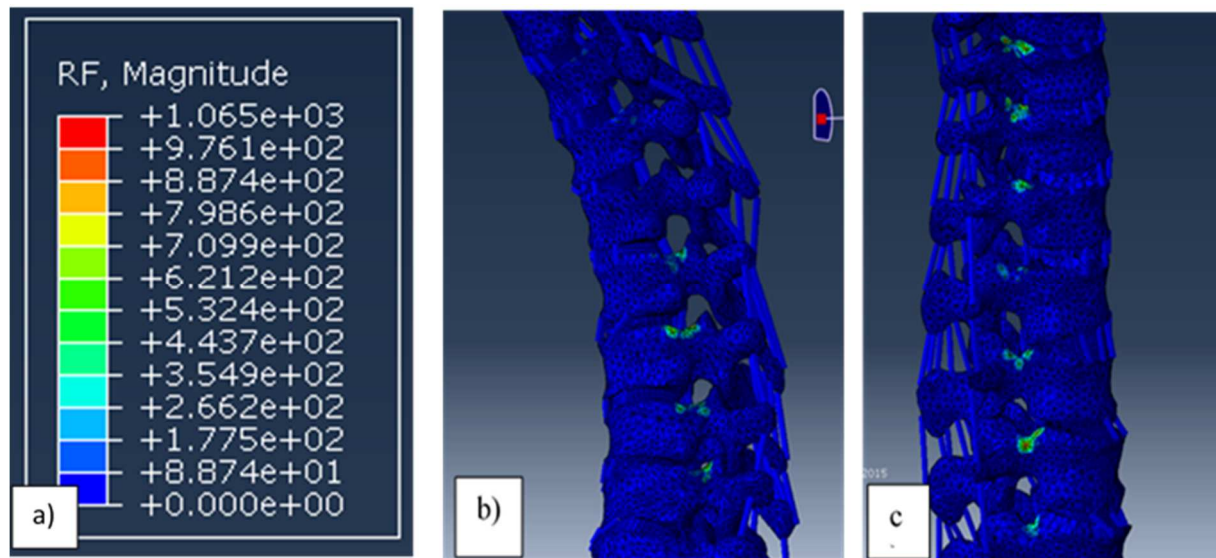


Figura 3.27 - a) Forças de reação; b) Forças de reação nas vértebras T1-T9; c) Forças de reação nas vértebras T10-L2.

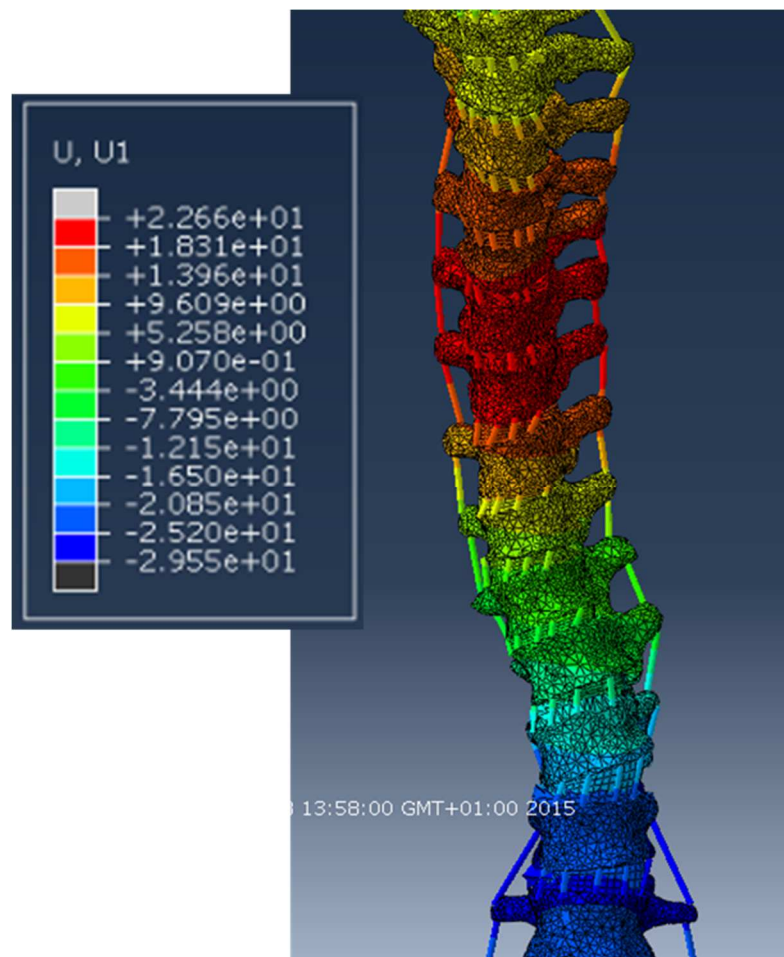


Figura 3.28 - Campo de deslocamento transversal do modelo MEF após correção (mm).

A figura 3.28 representa os deslocamentos dos elementos da coluna vertebral para a correção da escoliose; verifica-se, como o que era de esperar, que as vértebras T10-L2 se deslocam no sentido

negativo do eixo-x. Por outro lado, a zona onde o deslocamento apresenta valor positivo relativamente ao eixo-x corresponde às vértebras T1-T9.

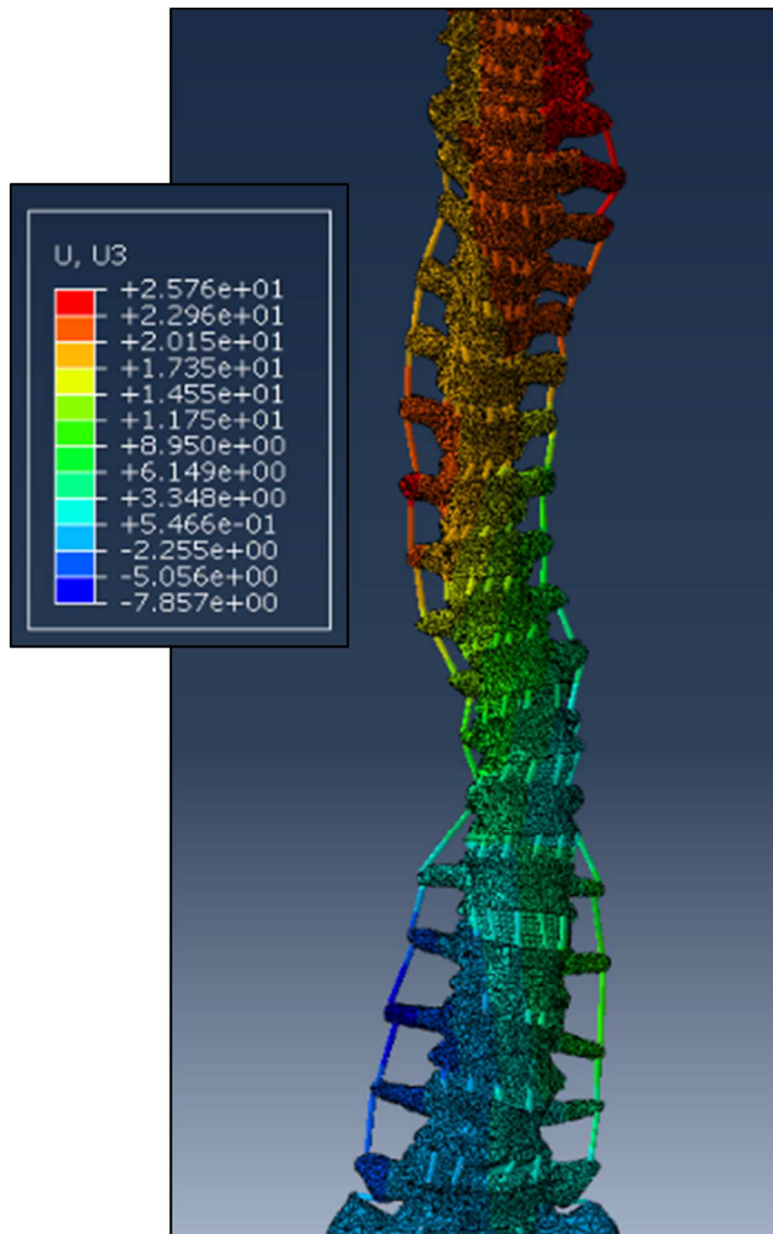


Figura 3.29 - Campo de deslocamento axial do modelo MEF após correção (mm).

O campo de deslocamento axial da coluna vertebral está representado na figura 3.29. As vértebras e todos os ligamentos da zona lombar apresentam deslocamentos negativos no lado direito, enquanto as restantes vértebras e ligamentos (situados acima da vértebra L2) apresentam deslocamentos maiores e positivos.

3.3.3. Estudo comparativo de um modelo MEF com e sem a realização de discectomias

Para este estudo foram calculadas as forças de reação ocorridas nas interfaces parafuso/vértebra mantendo-se os discos intervertebrais intactos.

Simulando uma cirurgia de correção da EIA com todos os discos intervertebrais intactos, ou seja, sem a realização das discectomias obtiveram-se forças muito acima dos valores encontrados na literatura [57]-[59], que deveriam variar de 0 N a 1892 N. Na tabela 3.8 estão listadas as diversas forças de reação para cada situação.

Tabela 3.8 - Forças de Reação (N) que cada vértebra está sujeita durante a cirurgia de correção. A cinza estão representados os ápices das curvaturas lombar e torácica.

Vértebras	Magnitude das Forças de Reação (N) sem discectomia (FR_f)	Magnitude das Forças de Reação (N) com Discectomia (FR_i)	$\Delta FR = FR_f - FR_i $
T1	1925,519	223,315	1702,204
T2	1522,01	195,7275	1326,282
T3	1532,973	54,6523	1478,321
T4	286,1186	59,13047	226,9881
T5	1793,597	207,2757	1586,321
T6	5856,776	586,3707	5270,406
T7	3072,455	1065,467	2006,988
T8	4088,125	986,6234	3101,502
T9	5916,961	773,6948	5143,266
T10	4998,403	433,5563	4564,847
T11	2529,052	929,5303	1599,522
T12	1412,672	285,0153	1127,657
L1	3274,759	299,3301	2975,429
L2	4579,288	782,3074	3796,98

Na figura 3.30 compara-se as forças de reação considerando cirurgia com e sem discectomias. Na cirurgia sem discectomias as forças nas vértebras são elevadas e superiores ao limite de ruptura. Os discos comportam-se como materiais incompressíveis, aumentando muito as tensões e dificultando

correção da escoliose. Daí ser necessário a realização das discectomias com a posterior realização de enxerto ósseo.

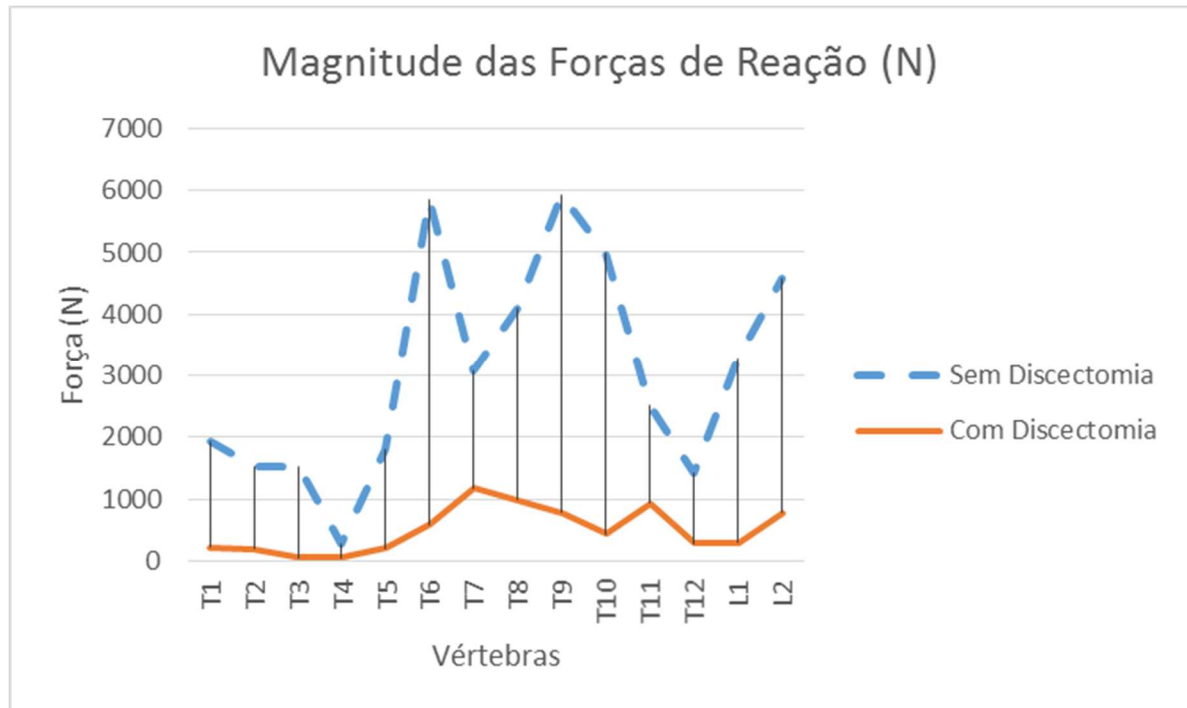


Figura 3.30 - Forças de Reação (N) entre a correção escoliótica com discectomia (laranja) e sem discectomia (azul).

Capítulo 4

Considerações Finais e Perspetivas Futuras

A coluna vertebral é uma estrutura complexa do organismo humano constituída por um conjunto articulado mono-axial, embora com alguma rotação entre as vértebras. A Escoliose é uma deformação tridimensional (3D) da coluna vertebral humana, caracterizada por um desvio lateral desta, acompanhado por uma rotação axial das vértebras. Esta doença frequentemente exige uma correção cirúrgica através da colocação de implantes. Com o intuito de planejar e prever os resultados cirúrgicos do tratamento da Escoliose, a criação de modelos biomecânicos têm sido muito importantes na compreensão da biomecânica do tratamento cirúrgico desta patologia.

Esta dissertação pretendeu, assim estudar a biomecânica da coluna vertebral com EIA e simular uma cirurgia de correção, com particular relevo para a análise das forças a que as diferentes vértebras estarão sujeitas, durante a correção cirúrgica.

O método de elementos finitos é uma ferramenta útil para este tipo de estudo, por diversas razões: permite quantificar algumas variáveis que não são diretamente mensuráveis em ensaios experimentais, como por exemplo as tensões na interface parafusos/vértebra, facilita a determinação da influência de um único parâmetro na biomecânica da coluna vertebral, permite modelar estruturas de geometrias irregulares e com condições de fronteira e cargas, sem riscos para tecidos biológicos;

Neste trabalho as forças de reação obtidas em cada interface parafuso/vértebra estão próximas dos valores encontradas na literatura [57]-[59]. Este estudo ainda evidencia a importância da realização das discectomias durante a cirurgia, que diminuem drasticamente o valor das forças envolventes na correção da EIA.

Com a realização desta dissertação, pode concluir-se que a simulação de uma cirurgia de correção da EIA usando modelos computacionais depende muito da definição correta da geometria da coluna vertebral. Apesar da resolução das imagens TC não ter permitido a obtenção direta do modelo 3D

obteve-se uma boa aproximação para a definição da geometria das vértebras com o recurso a uma base de dados [1]. Outro problema que dificultou o estudo foi a falta de dados relativos ao comportamento biomecânico de tecidos que constituem a coluna vertebral nomeadamente a coluna de pacientes com EIA.

A modelação computacional de cirurgias permitirá desenvolver-se um sistema para testar hipóteses, nomeadamente diferentes estratégias de instrumentação e implantologia, prever o resultado de intervenções cirúrgicas com procedimentos diferentes dos de uma cirurgia tradicional e ajudar o cirurgião na escolha do tipo adequado de tratamento. Sendo interativa permitirá simular várias técnicas de instrumentação, implantologia e variações da anatomia ou estado de doença de acordo com as opções do cirurgião. Concluindo, a simulação apresentada neste estudo pode considerar-se um passo inicial no desenvolvimento de ferramentas computacionais para prever e otimizar a correção cirúrgica da deformação escoliótica.

É importante salientar que este trabalho resulta de uma colaboração com a Unidade de Cirurgia da Coluna, Serviço de Ortopedia - Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia.

Capítulo 5

Conferências

5.1. 6º Congresso Nacional de Biomecânica (Monte Real, Leiria, Portugal, 6-7 de Fevereiro, 2015);

5.2. *3EJIL - LAETA Young Researchers Meeting (ADAI, Coimbra, 7-8 May 2015)*;

5.3. *6th International Conference on Mechanics and Materials in Design (Ponta Delgada/Azores, 26-30 July 2015)*.

ESTUDO BIOMECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL COM ESCOLIOSE

*Liliana Reis*¹, *Luísa Sousa*², *Marco Parente*², *Renato Natal*² e *J. Maia Gonçalves*³ e *Rolando Freitas*³

¹ FEUP, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal; ebllires@gmail.com

² INEGI, DEMEC – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal; lcsousa@fe.up.pt, mparente@fe.up.pt, rnatal@fe.up.pt

³ Unidade de Cirurgia da Coluna, Serviço de Ortopedia – Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, Vila Nova de Gaia, Portugal; maiajoncalves@gmail.com, rolando.freitas@chvng.min-saude.pt

PALAVRAS CHAVE: Biomecânica, Coluna Vertebral, Escoliose, Método dos Elementos Finitos

RESUMO: *A coluna vertebral é uma estrutura complexa do organismo humano constituída por um conjunto articulado mono-axial, embora com alguma rotação entre as vértebras. Tratando-se de uma estrutura biomecânica complexa, tende a desenvolver diversas patologias, tal como a Escoliose. A Escoliose é uma deformação tridimensional (3D) da coluna vertebral humana, caracterizada por um desvio lateral desta, acompanhado por uma rotação axial das vértebras [1]. Esta doença pode exigir uma correção cirúrgica através da colocação de implantes. Com o intuito de planear e prever os resultados cirúrgicos do tratamento da Escoliose a criação de modelos biomecânicos e o estudo do seu comportamento pelo método dos elementos finitos, têm sido relevantes na compreensão da biomecânica do tratamento cirúrgico desta patologia.*

1 INTRODUÇÃO

A coluna vertebral é considerada como uma haste firme e flexível, oferece estabilidade e mobilidade ao corpo humano devido à sua constituição por 26 ossos individuais ligados através de articulações e fortes ligamentos suportados dinamicamente pela massa muscular envolvente [2].

Sendo uma estrutura multifuncional sujeita a vários carregamentos, é comum a ocorrência de um vasto leque de patologias, entre elas a escoliose. Esta doença ainda é atualmente considerada de difícil compreensão devido à falta de consenso no que diz respeito às suas causas, sendo necessário, em muitos casos recorrer-se a cirurgias de correção de maneira a diminuir o ângulo de Cobb [3].

Existem vários tipos de escoliose: a escoliose congénita se presente em crianças recém-nascidas devido a má formação da coluna vertebral durante a gestação

intrauterina, a escoliose idiopática infantil se presente em crianças dos 0-3 anos, a escoliose idiopática juvenil entre as idades 4-10 anos e a escoliose idiopática do adolescente caso se manifeste em adolescentes entre as idades 11-18 anos; a escoliose neuromuscular causada por distúrbios musculares devido a problemas do sistema nervoso originando uma curvatura em forma de C; por último a escoliose do adulto ou degenerativa que pode ter como causas doenças degenerativas, tais como, osteoporose, degeneração do disco intervertebral, ou ainda ser proveniente de uma escoliose mal diagnosticada durante a infância tendo uma elevada progressão na idade adulta [3][4].

A criação de modelos tridimensionais (3D) da coluna vertebral, recorrendo-se a imagens médicas e ao estudo do estado de tensão pelo Método dos Elementos Finitos

(Monte Real, Leiria, Portugal, 6-7 de Fevereiro, 2015)

(MEF), torna-se uma ferramenta relevante para a previsão e planeamento das cirurgias. Estes modelos permitem incluir representações anatómicas de tecidos moles, por exemplo de ligamentos e músculos, assim como tecidos duros como as vértebras constituintes da coluna vertebral e possibilitam a previsão das tensões e deformações instaladas pela inserção de implantes de correção da escoliose permitindo assim a otimização das cirurgias. Pesquisas anteriores [5] demonstraram que a utilização de *softwares* comerciais permite uma investigação aprofundada da biomecânica da coluna vertebral com escoliose. Atualmente existem vários estudos que utilizam modelos 3D da coluna vertebral com escoliose onde são estudadas apenas as regiões onde o ângulo de Cobb é mais crítico, com o precedente tratamento cirúrgico [5][6][7].

2 OBJETIVOS

O objetivo deste estudo consiste na obtenção de um modelo 3D da coluna vertebral com escoliose idiopática do adolescente, utilizando dados de tomografia computadorizada (TC), e no estudo do estado de tensão pelo Método dos Elementos Finitos (MEF). Com esse estudo pretende-se poder planejar a correção cirúrgica de uma escoliose, permitindo assim otimizar as cirurgias.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho consistiu na construção 3D da coluna vertebral com escoliose idiopática do adolescente (EIA) a partir de imagens TC de uma doente de 14 anos, obtidas no Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia. Uma vez que as imagens TC obtidas não apresentavam uma resolução suficiente para a reconstrução da coluna vertebral, o modelo 3D foi obtido da seguinte forma: a estrutura das vértebras foi criada a partir de uma base de dados [8], sendo estas posteriormente posicionadas de acordo com

imagens TC referentes a uma coluna com EIA. Posteriormente procedeu-se à criação dos discos intervertebrais e dos ligamentos associados à coluna vertebral. Para o efeito foram utilizados os *softwares* comerciais *Mimics* para a construção do modelo 3D da coluna com EIA e o FEMAP para o reposicionamento das estruturas ósseas obtidas de uma base de dados [8]. Neste estudo os músculos não foram considerados.

3.1 MODELOS 3D E PROPRIEDADES

Na Figura 1 encontra-se representada a imagem TC utilizada para a construção do modelo 3D (Figura 1. a)) e o respetivo modelo 3D (Figura 1. b)).

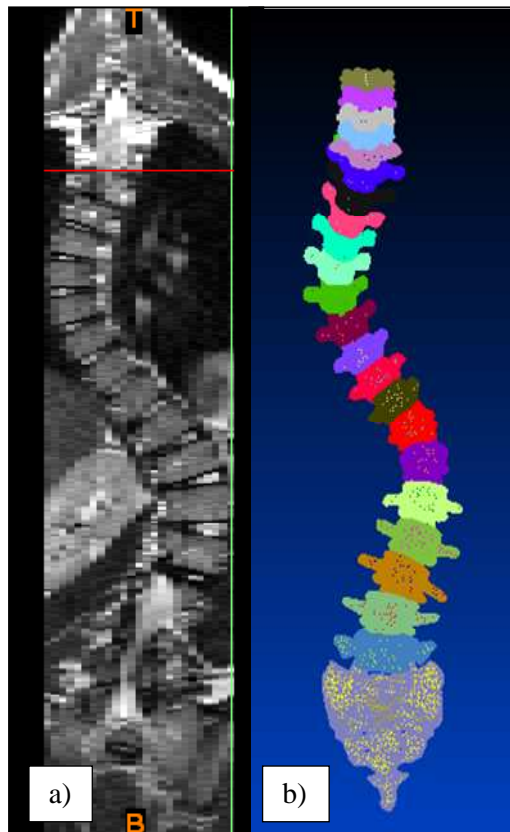


Figura 1. a) Imagem TC da coluna vertebral da paciente com EIA; b) Modelo 3D criado.

A figura 2 ilustra os ligamentos intertransversos e supraespinhosos do modelo 3D da coluna vertebral com EIA (Figura 2. a) e b)).

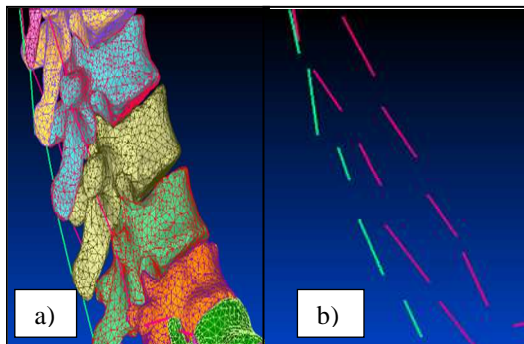


Figura 1. a) Conjunto de vértebras com a inserção dos ligamentos nas apófises transversas (cor rosa) e espinhosas (cor verde); b) Ligamentos supraespinhosos (a verde) e ligamentos intertransversos (a rosa).

A Figura 3 representa um disco intervertebral, DIV, que irá ser utilizado para simular os discos intervertebrais. De forma a obter-se um estudo mais aproximado à realidade, serão incorporadas as diversas fibras que constituem os anéis fibrosos que rodeiam o núcleo pulposo do DIV.

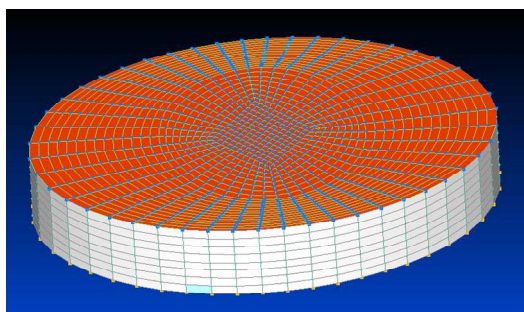


Figura 2. Modelo de um disco intervertebral

As propriedades dos materiais constituintes do modelo 3D da coluna vertebral foram escolhidas de acordo com a literatura [5][6]. Na Tabela 1 verifica-se as diversas propriedades dos materiais e o tipo dos elementos utilizados na construção do modelo 3D de elementos finitos.

Tabela 1. Propriedades dos materiais e tipo de elementos utilizados neste estudo [5][6][9].

Estrutura Anatómica	Módulo de Young [Mpa]	Coefficiente de Poisson	Tipo de Elemento
Osso Cortical	12000	0.3	3-noded
Osso Trabecular	100	0.2	3-noded
Núcleo Pulposo	0	0.5	SOLID, 8-noded
Fibras de Colagénio	500	0.3	BEAM, 2-noded
Ligamentos Intertransversos	Material não linear elástico		BAR, 2-noded
Ligamentos Supraespinhosos	Material não linear elástico		BAR, 2-noded

4 CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

A obtenção do modelo 3D da coluna vertebral com escoliose teve algumas limitações provenientes da qualidade e resolução das imagens médicas TC fornecidas, o que apenas permitiu uma visualização espacial da coluna com EIA. As imagens TC para estudos escolióticos geralmente são obtidas de maneira a diminuir o tempo de exposição a radiação desnecessária para o diagnóstico desta patologia, o que impossibilita a obtenção de um modelo 3D pormenorizado da paciente em causa, e poderá originar alguns desvios dos resultados relativamente ao esperado. Contudo, com o modelo 3D obtido numa base de dados [8] reposicionando as vértebras de acordo com as imagens TC da coluna vertebral com EIA, foi possível uma boa aproximação ao caso real, nomeadamente na manutenção do espaçamento intervertebral.

Num trabalho futuro, a partir deste modelo será estudado o comportamento biomecânico da coluna vertebral com EIA após cirurgia de correção da escoliose; para o efeito serão considerados diferentes implantes cirúrgicos que melhor se aplicam a este estudo, tendo em consideração os diferentes fatores envolventes, nomeadamente o ângulo de Cobb da coluna

da paciente, a idade, entre outros. Este estudo da biomecânica da coluna vertebral com EIA tem como finalidade a otimização das cirurgias.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o trabalho colaborativo da equipa médica do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia.

REFERÊNCIAS

- [1] W. Herzog, *Clinical Biomechanics of Spinal Manipulation*. Philadelphia: CHURCHILL LIVINGSTONE, 2000.
- [2] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, *Anatomia e fisiologia*, 6ª ed. Loures: Lusociência, 2005.
- [3] S. D. Glassman and J. P. et al. Dormans, “Adolescent Idiopathic Scoliosis - Scoliosis Research Society (SRS).” [Online]. Available: http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/idiopathic/adolescents/. [Accessed: 18-Nov-2014].
- [4] “Scoliosis | Surgery, Treatments, Adult and Idiopathic Scoliosis.” [Online]. Available: <http://www.spineuniverse.com/conditions/scoliosis>. [Accessed: 23-Nov-2014].
- [5] H.-J. Kim, H.-J. Chun, K.-T. Kang, H.-M. Lee, H.-S. Kim, E.-S. Moon, J.-O. Park, B.-H. Hwang, J.-H. Son, and S.-H. Moon, “A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, no. 6, pp. 599–605, Jun. 2009.
- [6] J. P. Little, M. T. Izatt, R. D. Labrom, G. N. Askin, and C. J. Adam, “An FE investigation simulating intra-operative corrective forces applied to correct scoliosis deformity,” *Scoliosis*, vol. 8, no. 1, p. 9, Jan. 2013.
- [7] C. J. Adam, M. J. Pearcy, and G. N. Askin, “Cover sheet,” pp. 201–202, 2004.
- [8] “PhysiomeSpace Portal.” [Online]. Available: <https://www.physiomespace.com/>. [Accessed: 23-Nov-2014].
- [9] J. P. Little and C. Adam, “Patient-specific computational biomechanics for simulating adolescent scoliosis surgery: predicted vs clinical correction for a preliminary series of six patients,” *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 27(3), pp. 347 – 356, 2010.

ESTUDO BIOMECÂNICO DE UMA COLUNA COM ESCOLIOSE

Liliana Reis^{a*}, *Luísa Sousa*^b, *Marco Parente*^b, *Renato Natal*^b, *J. Maia Gonçalves*^c e *Rolando Freitas*^c

INEGI, FEUP, Rua Dr. Roberto Frias 400, 4200-465 Porto

- a) FEUP, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal
- b) INEGI, DEMEC – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal
- c) Unidade de Cirurgia da Coluna, Serviço de Ortopedia – Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, Vila Nova de Gaia, Portugal

* e-mail: eblilireis@gmail.com

PALAVRAS CHAVE: Biomecânica, Coluna Vertebral, Escoliose, Método dos Elementos Finitos

RESUMO: *A coluna vertebral é uma estrutura complexa constituída por um conjunto articulado mono-axial, embora com alguma rotação entre as vértebras. Tratando-se de uma estrutura biomecânica complexa, tende a desenvolver diversas patologias, tal como a Escoliose. A Escoliose é uma deformação tridimensional (3D) da coluna vertebral humana, caracterizada por um desvio lateral desta, acompanhado por uma rotação axial das vértebras [1]. Esta doença pode exigir uma correção cirúrgica através da colocação de implantes. A criação de modelos biomecânicos e o estudo do seu comportamento pelo método dos elementos finitos têm sido relevantes na compreensão da biomecânica do tratamento cirúrgico desta patologia permitindo ainda prever e planear o resultado de uma cirurgia.*

1 INTRODUCTION

A coluna vertebral é considerada como uma haste firme e flexível, oferece estabilidade e mobilidade ao corpo humano devido à sua constituição por 26 vértebras individuais ligados através de articulações e fortes ligamentos suportados dinamicamente pela massa muscular envolvente [2]. Sendo uma estrutura multifuncional sujeita a vários carregamentos, é comum a ocorrência de um vasto leque de patologias, entre elas a escoliose. Ainda hoje esta doença é considerada de difícil compreensão devido à falta de consenso no que diz respeito às suas causas, sendo necessário, em muitos casos recorrer-se a cirurgias de correção de forma a diminuir o ângulo de Cobb [3].

Existem vários tipos de escoliose: a escoliose congénita se presente em crianças recém-nascidas devido a má formação da coluna vertebral durante a gestação intrauterina, a escoliose idiopática infantil se presente em crianças dos 0-3 anos, a escoliose idiopática juvenil entre as idades 4-10 anos e a escoliose idiopática do adolescente caso se manifeste em adolescentes entre as idades 11-18 anos; existe ainda a escoliose neuromuscular causada por distúrbios musculares devido a problemas do sistema nervoso originando uma curvatura em forma de C e por último a escoliose do adulto ou degenerativa que pode ter como causas doenças degenerativas, tais como, osteoporose, degeneração do

disco intervertebral, ou ainda ser proveniente de uma escoliose mal diagnosticada durante a infância que progride na idade adulta [3][4].

A criação de modelos tridimensionais (3D) da coluna vertebral, recorrendo-se a imagens médicas e ao estudo do estado de tensão pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), torna-se uma ferramenta relevante para a previsão e planeamento das cirurgias. Estes modelos permitem incluir representações anatómicas de tecidos moles, por exemplo de ligamentos e músculos, assim como tecidos duros como as vértebras constituintes da coluna vertebral e possibilitam a previsão das tensões e deformações instaladas pela inserção de implantes de correção da escoliose permitindo assim a otimização das cirurgias. Pesquisas anteriores [5] demonstraram que a utilização de *softwares* comerciais permite uma investigação aprofundada da biomecânica da coluna vertebral com escoliose. Atualmente existem vários estudos que utilizam modelos 3D da coluna vertebral com escoliose onde são estudados tratamentos cirúrgicos considerando apenas as regiões onde o ângulo de Cobb é mais crítico[5][6][7]. O objetivo deste estudo consiste na obtenção de um modelo 3D da coluna vertebral com escoliose idiopática do adolescente, utilizando dados de tomografia computadorizada (TC). Com esse estudo pretende-se poder planear a correção cirúrgica de uma escoliose, permitindo assim otimizar as cirurgias.

2. MÉTODOS E MATERIAIS

Este trabalho consistiu na construção de um modelo 3D da coluna vertebral com escoliose idiopática do adolescente (EIA) a partir de imagens TC de uma doente de 14 anos, obtidas no Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia.

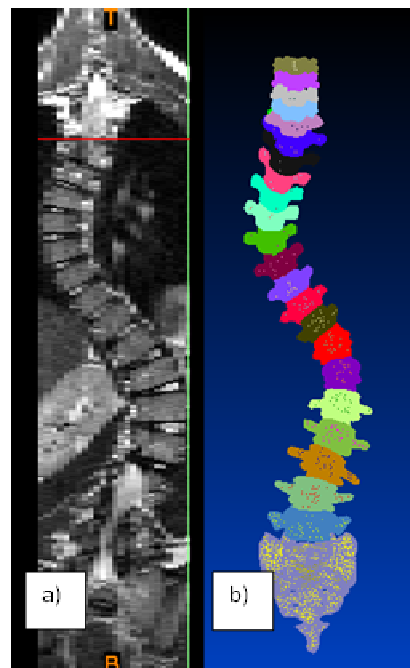


Figura 1: Modelo 3D da coluna com EIA. a) Imagem TC da coluna vertebral da paciente com EIA; b) Modelo 3D criado

Uma vez que as imagens TC obtidas não apresentavam uma resolução suficiente para a definição da geometria das vértebras, o modelo foi obtido da seguinte forma: a estrutura das vértebras foi criada a partir de uma base de dados [8], sendo estas posteriormente posicionadas de acordo com imagens TC referentes a uma coluna com EIA. Posteriormente procedeu-se à criação dos discos intervertebrais e dos ligamentos associados à coluna vertebral. Para o efeito foram utilizados os *softwares* comerciais *Mimics* para a construção do modelo 3D da coluna com EIA e o *FEMAP* para o reposicionamento das vértebras obtidas de uma base de dados [8]. Neste estudo os músculos não foram considerados. Na Figura 1 encontra-se representada a imagem TC utilizada para a construção do modelo 3D (Figura 1. a)) e o respetivo modelo 3D (Figura 1. b)).

A figura 2 ilustra os ligamentos intertransversos, supraespinhosos, interespinhosos e longitudinais do modelo 3D da coluna vertebral com EIA (Figura 2. a) e b)).

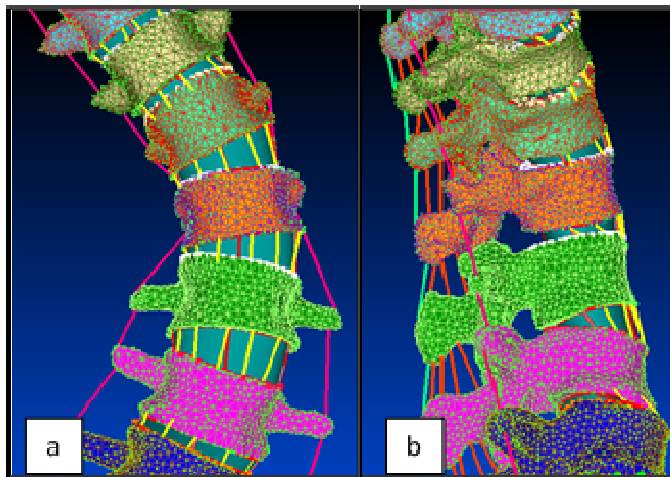


Figura 1: Modelo 3D da coluna com EIA. a) a) Vista frontal; b) Vista lateral: Ligamentos supraespinhosos (a verde), ligamentos intertransversos (a rosa), ligamentos interespinhosos (laranja) e ligamentos longitudinais (amarelo).

A Figura 3 representa um disco intervertebral, que irá ser utilizado para simular os discos intervertebrais. De forma a obter-se um estudo mais aproximado à realidade, serão incorporadas as diversas fibras que constituem os anéis fibrosos que rodeiam o núcleo pulposo do disco intervertebral.

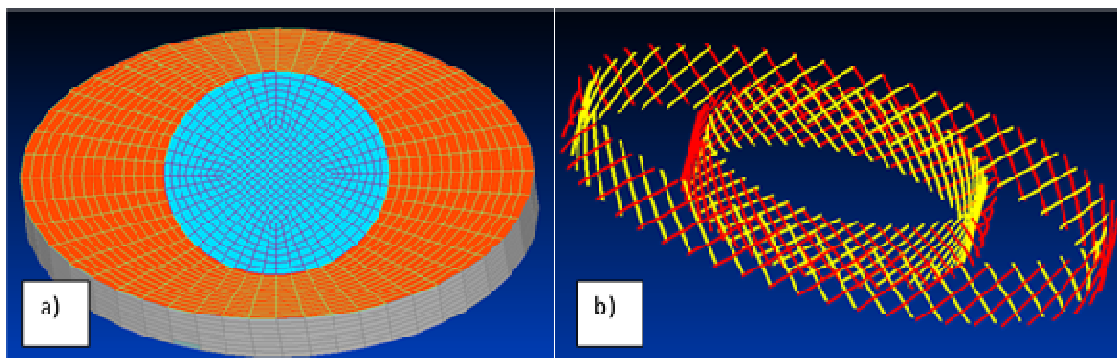


Figura 3: Modelo de um disco intervertebral: anel fibroso (a), núcleo pulposo (a) e camadas de fibras de colagénio (b).

As propriedades dos materiais constituintes do modelo 3D da coluna vertebral foram escolhidas de acordo com a literatura [60][59][9].

Na Tabela 1 verifica-se as diversas propriedades dos materiais e o tipo dos elementos utilizados na construção do modelo 3D de elementos finitos.

Tabela 1: Propriedades dos materiais e tipo de elementos usados neste estudo [5] [6] [9].

Estrutura Anatômica	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson	Tipo de Elemento
Osso Cortical	12000	0.3	SOLID 4-noded
Osso Trabecular	100	0.2	SOLID 4-noded
Núcleo Pulposos	0	0.5	SOLID, 8-noded
Fibras de Colagénio	500	0.3	BEAM, 2-noded
“Ground Substance”	4.2	0.45	SOLID, 8-noded
Ligamentos Interespinhosos	Nonlinear elastic	0.3	BEAM, 2-noded
Ligamentos Supraespinhosos	Nonlinear elastic	0.3	BEAM, 2-noded
Ligamentos Intertransversos	Nonlinear elastic	0.3	BEAM, 2-noded
Ligamentos Longitudinais	Nonlinear elastic	0.3	BEAM, 2-noded

3. Conclusões e Trabalhos futuros

A obtenção do modelo 3D da coluna vertebral com escoliose teve algumas limitações provenientes da qualidade e resolução das imagens médicas TC fornecidas, o que apenas permitiu uma visualização espacial da coluna com EIA. As imagens TC para geralmente são obtidas de maneira a diminuir o tempo de exposição a radiação desnecessária para o diagnóstico desta patologia, o que impossibilita a obtenção de um modelo 3D pormenorizado da paciente em causa, e poderá originar alguns desvios dos resultados relativamente ao esperado. Contudo, com o modelo 3D obtido numa base de dados [1] reposicionando as vértebras de acordo com as imagens TC da coluna vertebral com EIA, foi possível uma boa aproximação ao caso real, nomeadamente na manutenção do espaçamento intervertebral.

Num trabalho futuro, a partir deste modelo será estudado o comportamento biomecânico da coluna vertebral com EIA após cirurgia de correção da escoliose; para o efeito serão considerados diferentes implantes cirúrgicos que melhor se aplicam a este estudo, tendo em consideração os diferentes fatores envolventes, nomeadamente o ângulo de Cobb da coluna da paciente, a idade, entre outros. Este estudo da biomecânica da coluna vertebral com EIA tem como finalidade a otimização das cirurgias.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o trabalho colaborativo da equipa médica do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia.

REFERÊNCIAS

- [1] W. Herzog, *Clinical Biomechanics of Spinal Manipulation*. Philadelphia: CHURCHILL LIVINGSTONE, 2000.
- [2] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, *Anatomia e fisiologia*, 6ª ed. Loures: Lusociência, 2005.
- [3] S. D. Glassman and J. P. et al. Dormans, “Adolescent Idiopathic Scoliosis - Scoliosis Research Society (SRS).” [Online]. Available: http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/idiopathic/adolescents/. [Accessed: 18-Nov-2014].
- [4] “Scoliosis | Surgery, Treatments, Adult and Idiopathic Scoliosis.” [Online]. Available: <http://www.spineuniverse.com/conditions/scoliosis>. [Accessed: 23-Nov-2014].
- [5] H.-J. Kim, H.-J. Chun, K.-T. Kang, H.-M. Lee, H.-S. Kim, E.-S. Moon, J.-O. Park, B.-H. Hwang, J.-H. Son, and S.-H. Moon, “A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis.,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, no. 6, pp. 599–605, Jun. 2009.
- [6] J. P. Little, M. T. Izatt, R. D. Labrom, G. N. Askin, and C. J. Adam, “An FE investigation simulating intra-operative corrective forces applied to correct scoliosis deformity.,” *Scoliosis*, vol. 8, no. 1, p. 9, Jan. 2013.
- [7] C. J. Adam, M. J. Pearcy, and G. N. Askin, “Cover sheet,” pp. 201–202, 2004.
- [8] “PhysiomeSpace Portal.” [Online]. Available: <https://www.physiomespace.com/>. [Accessed: 23-Nov-2014].
- [9] J. P. Little and C. Adam, “Patient-specific computational biomechanics for simulating adolescent scoliosis surgery: predicted vs clinical correction for a preliminary series of six patients,” *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 27(3), pp. 347 – 356, 2010.

PAPER REF: (to be assigned by the editors)

BIOMECHANICAL STUDY OF IDIOPATHIC SCOLIOSIS

*Liliana Reis*¹, *Luísa Sousa*^{2(*)}, *Marco Parente*², *R. Natal Jorge*², *J. Maia Gonçalves*³, *Rolando Freitas*³

¹Universidade do Porto, Porto, Portugal

²Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial (INEGI), Universidade do Porto, Porto, Portugal

³Department of Spine Surgery, Orthopaedics Service – Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, Vila Nova de Gaia, Portugal

(*)Email: lcsousa@fe.up.pt

ABSTRACT

The spine is one of the most complex structures of the human skeleton. Spine develops several pathologies due to trauma or degenerative diseases, as scoliosis and sometimes is necessary to resort to a surgical correction. The finite element method (FEM) is a well-known and widely used numerical method to study spine structural behaviour. This paper presents a computer-aided methodology for creating a 3D model of the Idiopathic scoliosis using spinal vertebrae reconstructed from medical images. The presented analysis can help physicians to predict the outcome of intervention with different surgical procedures and be considered as a first step in creating a complete model owing to study the biomechanics of the surgical treatments of scoliosis pathology.

Keywords: biomechanics, spine, scoliosis, finite element method.

INTRODUCTION

The spine is considered as a firm and flexible beam, offers stability and mobility to the human body due to its 26 individual vertebrae connected by joints and stronger ligaments dynamically supported by the surrounding musculature. Being a multifunctional structure subject to different loads, the occurrence of a wide range of pathologies including scoliosis is common. Scoliosis is a three-dimensional (3D) deformation of the human spine, characterized by a lateral displacement, accompanied by axial rotation of the vertebrae. In upright postures of the trunk of humans who have structurally normal spines, the vertebrae lie along a nearly straight vertical line; otherwise scoliosis is present when, in upright positions of the trunk, the spine curves to the side for unknown reasons. Even though most scoliosis curves will stabilize without treatment, a few will get worse. Especially during the rapid growth period of adolescence, lateral curves in the spine tend to become clinically significant. It most commonly develops during the growth spurt of puberty and early adolescence, usually between the ages of 10-12 for girls and 11-16 for boys. About 1 in 40 children have some degree of scoliosis. Mild scoliosis affects about the same number of boys and girls. However, moderate or severe scoliosis is more common in girls. Mild scoliosis curves create psychosocial problems for the children who have them as result in cosmetic deformities of the trunk. On the other hand severe scoliosis curves result in trunk deformities of magnitudes that eventually become life-threatening. Most cases of scoliosis, called idiopathic cases, have no known cause.

There is an extensive literature inquiring into the causes of idiopathic scoliosis. Weaknesses or other abnormalities in the muscle of the trunk have often been said to be a cause of idiopathic scoliosis (Nachemson, 1977). The tests performed by Portillo (Portillo, 1983)

provided no evidence that the strengths of any of the major muscles of the trunk are different in populations of girls with idiopathic scoliosis and age-matched population of girls with structurally normal spines. Furthermore once a curve to the side exists in a spine, the weight of the body segments superior to that curve in upright positions of the trunk creates a lateral bending moment that tends to increase scoliosis. When unbalanced lateral moments are imposed on a spine, its involved motion segments will take on lateral tilts. Some investigations (Schultz, 1984) have shown that when spines of structurally normal animals are held in laterally curved positions for several weeks, the lateral tilts of the vertebrae become semi-permanent. Reuber (Reuber, 1983), suggests that it would be the tendency of disc lateral tilts to increase and become semi-permanent which would dominate the tendency for idiopathic scoliosis progression.

In order to classify scoliosis the Cobb angle was originally used to measure coronal plane deformity on anterior-posterior X-ray images; now Cobb angle is used as a standard measurement to determine and track the progression of scoliosis. It is a measure of the curvature of the spine in degrees and a Cobb angle of 10 degree is regarded as a minimum angulation to define scoliosis. Those who have curves between 40 and 50 degrees are often considered for scoliosis surgery. The goal is to make sure the curve does not get worse, but surgery does not perfectly straighten the spine. 3D models of the spine reconstructed from medical images allow the prediction of installed stresses and strains. As scoliosis is a condition defined in mechanical terms, biomechanical studies are relevant. Previous research (Kim, 2009) showed that the use of commercial software is a good tool to get detailed investigation on the biomechanics of the spine with scoliosis.

The aim of this study was to create a 3D finite element model of the spine with adolescent idiopathic scoliosis using computed tomography data (CT); the principal objective was to get a model able to predict scoliosis surgical results as displacements and stresses in order to be able to plan and optimize the surgical correction of scoliosis. The use of computational models is increasing with the biomechanical study of several existing pathologies in the human spine. Finite element models present low costs and no risks of biological tissue (bone), and are able to provide data on some measures that are impossible to acquire in a cadaver body, such as pressure on the disc. This work also intends to reduce the number of spinal X-ray images required for the study of idiopathic spinal deformities at adolescents.

METHODS AND RESULTS

This work consisted of the 3D construction of a spine with adolescent idiopathic scoliosis (AIS) using computed tomography data of a patient aged 14, obtained at Vila Nova de Gaia Hospital in Portugal. Once the CT images obtained had no sufficient resolution for the reconstruction of the vertebrae geometry, the 3D model has been obtained as follows: vertebrae geometry was obtained from a database (Physiome Space Portal, 2014); in order to create the model, vertebrae were positioned according to the obtained CT images.

For this purpose, commercial codes MIMICS and FEMAP were used. The 3D model of the spine curvature with adolescent idiopathic scoliosis was built using MIMICS software and CT images. Then with FEMAP software vertebrae obtained in a database were positioned according to the 3D model obtained in MIMICS. Fig. 1 presents the CT image and the obtained 3D model.

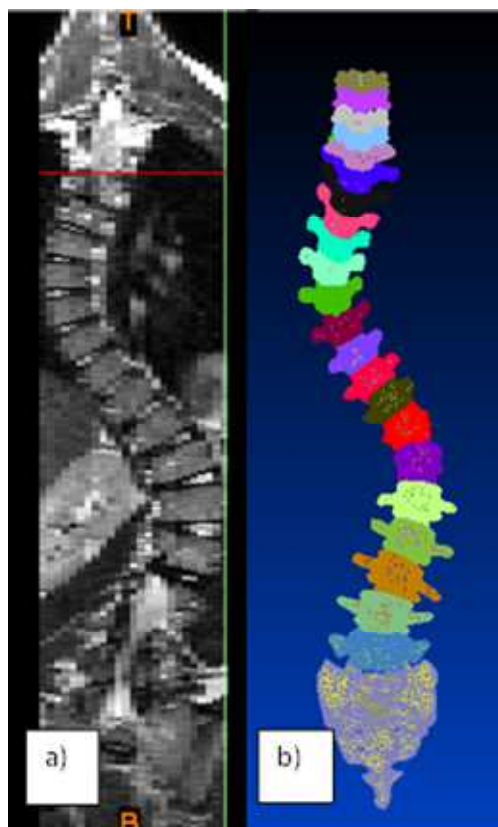


Fig. 1 - CT image (a), 3D model (b)

Due to its lower density, intervertebral discs are not visible in a CT image. The geometry of each disc was defined using the lower surface of the above vertebra and the upper surface of vertebra situated below. Each disc was partitioned into two regions: the inner nucleus pulposus and the peripheral annulus fibrosus taking into account the volumetric ratio 3:7. Fig. 2 shows the disc geometry with the different regions of the nucleus pulposus and annulus fibrosus and the FE mesh consisting of eight-noded hexahedral elements with a hybrid formulation C3D8H.

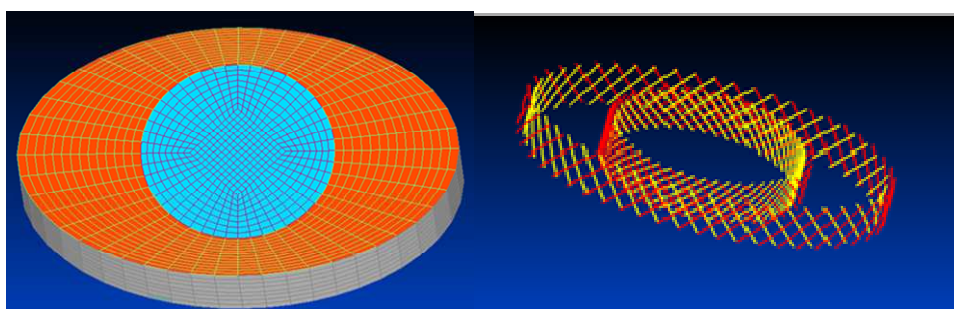


Fig. 2 - Geometry of the intervertebral disc and two layers of collagen fibres

Cartilaginous plates were defined considering the first and last layer elements, respectively and nodes were moved in order to decrease the thickness of the two plates. The annulus is a viscous substance reinforced by a crisscrossing network of collagen fibres. The reinforcing fibres, attached to each of the annular layers were modelled as tension-only truss elements,

T3D2, between the diagonally opposing nodes of the frontal faces of each hexahedral element (Fig. 2). These fibres were embedded in the viscous matrix of the respective annulus layer.

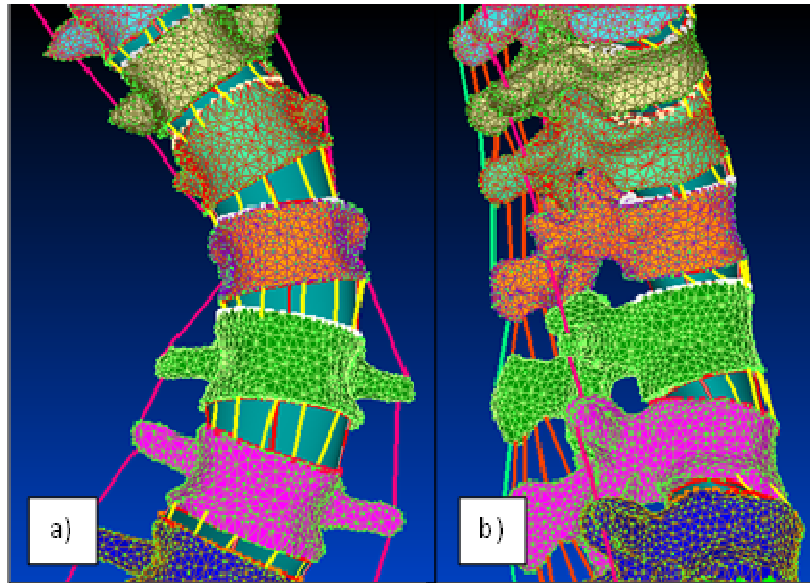


Fig. 3 - Front view (a) and lateral view (b) of 3D model: vertebrae, intervertebral discs and ligaments: supraspinous ligaments (green), interspinous ligaments (pink), intertransverse ligaments (orange), longitudinal ligaments (yellow)

Then, all the considered ligaments, supra/inter-spinous, intertransverse and longitudinal ligaments, were modelled with tension-only spring connector elements (truss elements T3D2), similar to the definition of the collagen fibres. Fig. 3 illustrates some intervertebral discs, and ligaments of the 3D model of the spine with AIS. In this study vertebrae meshed with four node tetrahedral elements C3D4 were modelled as rigid bodies once its order of deformation is low when comparing with the deformation of the disc and muscles were not considered.

Table 1- Material properties and type of elements used in this study

Anatomical structure	E [MPa]	Poisson's Ratio	Type Element
Vertebral body	12000	0.3	SOLID 4-noded
Nucleus pulposus	Hiperelastic		SOLID, 8-noded
Annulus (viscous substance)	Hiperelastic		SOLID, 8-noded
Collagen Fibers	500	0.3	Beam 2-node

The choice of mechanical properties shown in Table 1 was performed according to the literature (Kim 2009; Little, 2013; White, 1990). The nucleus pulposus, mainly composed of water, was considered isotropic, almost incompressible and a hyperelastic model was considered to characterize the behavior of its gelatinous material. All ligaments and collagen fibres were modelled considering elastic behaviour.

CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

This paper presents a methodology for developing a 3D model of the human scoliosis using CT images. The main goal of this study was to create a finite element model able to understand the biomechanics of the surgical treatment of this pathology allowing, in future, assessment and treatment plans and optimization of scoliosis surgeries.

Obtaining the 3D model of the spine in scoliosis had some limitations arising from quality and resolution of the supplied medical CT images that only allowed a spatial visualization of the spine with AIS. In scoliotics studies CT images are usually employed in order to decrease the time of exposure to radiation, unnecessary for the diagnosis of this pathology. However, obtaining a 3D structure of the vertebrae in a database and repositioning the vertebrae according to the CT images of the spine with AIS, a good approximation was achieved.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors acknowledge the collaborative work of the medical team of the Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, Vila Nova de Gaia, Portugal.

REFERENCES

- Schultz, AB. Biomechanical factors in the progression of idiopathic scoliosis. *Annals of Biomedical Engineering*, 1984, 12, p. 621-630,
- Kim HJ, Chun HJ, Kang KT, Lee HM, Kim HS, Moon ES, Park JO, Hwang BH, Son JH, Moon SH. A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis. *Med. Biol. Eng. Comput*, 2009, 47(6), p. 599–605.
- Little JP, Izatt MT, Labrom RD, Askin GN, Adam CJ. An FE investigation simulating intra-operative corrective forces applied to correct scoliosis deformity. *Scoliosis*, 2013, 8(1), p. 9.
- Nachemson A, Sahlstrand T. Etiologic factors in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 1977, 2, p. 176-184.
- PhysiomeSpace Portal. [Online]. Available: <https://www.physiomespace.com/>. [Accessed: 23-Nov-2014].
- Portillo D, Sinkora G, McNeill T, Spencer D, Schultz A. Trunk strengths in structurally normal girls and girls with idiopathic scoliosis. *Spine* 7:551-554, 1982. Reuber M, Schultz A, McNeill T, Spencer D. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine*, 1983, 8, p. 447-456.
- A. A. White III and M. M. Panjabi, *Clinical Biomechanics of the Spine*, 2th ed. Philadelphia: J. B. LIPPINCOTT COMPANY, 1990.

Referências

- [1] “PhysiomeSpace Portal.” [Online]. Available: <https://www.physiomespace.com/>. [Accessed: 23-Nov-2014].
- [2] L. Solomon, D. Warwick, and S. Nayagam, *Apley’s System of Orthopaedics and Fractures*, Ninth Edit. London: Hodder Arnold an Hachette UK Company, 2010.
- [3] K. L. Moore, A. F. Dalley, and A. M. R. Agur, *Moore Clinically Oriented Anatomy*, 7th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- [4] J. Natour, “Coluna Vertebral.” etcetera editora, São Paulo, 2004.
- [5] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, *Anatomia e fisiologia*, 6ª ed. Loures: Lusociência, 2005.
- [6] A. Waugh and A. Grant, *Anatomy and Physiology in Health and Illness*, Ninth. CHURCHILL LIVINGSTONE, Elsevier, 2001.
- [7] B. M. D. S. PINTO, *Sebenta de ANATOMIA I*. Faculdade de Medicina da Universidade do Porto.
- [8] “Aula de Anatomia - Sistema Articular - Sinoviais (Diartroses) - Coluna Vertebral.” [Online]. Available: <http://www.auladeanatomia.com/artrologia/coluna.htm>. [Accessed: 16-Dec-2014].
- [9] A. A. White III and M. M. Panjabi, *Clinical Biomechanics of the Spine*, 2th ed. Philadelphia: J. B. LIPPINCOTT COMPANY, 1990.
- [10] W. Herzog, *Clinical Biomechanics of Spinal Manipulation*. Philadelphia: CHURCHILL LIVINGSTONE, 2000.
- [11] E. Fonseca, “PROGRAM - Capther II (Mechanics of Materials = Strength of Materials),” Bragança, 2011.
- [12] E. C. Benzel, *Biomechanics of Spine Stabilization*. Thieme, 2001.
- [13] “Congenital Scoliosis - Scoliosis Research Society (SRS).” [Online]. Available: http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/. [Accessed: 23-Nov-2014].

(Ponta Delgada/Azores, 26-30 July 2015)

- [14] L. Lenke, "Dr. Lawrence Lenke, MD, Expert Surgeon in Complex Spinal Deformity Surgery, St. Louis, Mo." [Online]. Available: <http://spinal-deformity-surgeon.com/>. [Accessed: 11-Oct-2014].
- [15] "About Us - Scoliosis Research Society (SRS)." [Online]. Available: http://www.srs.org/about_us/. [Accessed: 11-Oct-2014].
- [16] "Lenke, MD Among Top 28 Spine Surgeons in North America | Lawrence Lenke, MD." [Online]. Available: <http://spinal-deformity-surgeon.com/dr-lenke-listed-among-top-28-spine-surgeons-in-north-america/>. [Accessed: 11-Oct-2014].
- [17] "Lenke Classification System for Scoliosis | Lawrence Lenke, MD." [Online]. Available: <http://spinal-deformity-surgeon.com/a-leader-in-spinal-deformity/lenke-classification-system-for-scoliosis/>. [Accessed: 11-Oct-2014].
- [18] "Congenital Scoliosis - Scoliosis Research Society (SRS)." [Online]. Available: http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/congenital_scoliosis/. [Accessed: 20-Oct-2014].
- [19] "Scoliosis | Surgery, Treatments, Adult and Idiopathic Scoliosis." [Online]. Available: <http://www.spineuniverse.com/conditions/scoliosis>. [Accessed: 12-Oct-2014].
- [20] a van der Plaats, a G. Veldhuizen, and G. J. Verkerke, "Numerical simulation of asymmetrically altered growth as initiation mechanism of scoliosis.," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 7, pp. 1206-15, Jul. 2007.
- [21] J. P. Little and C. Adam, "Patient-specific computational biomechanics for simulating adolescent scoliosis surgery: predicted vs clinical correction for a preliminary series of six patients," *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 27(3), pp. 347 - 356, 2010.
- [22] J. L. Fernandes and F. M. Júnior, *Coluna Vertebral*. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda., 2011.
- [23] "Scoliosis Research Society (SRS)." [Online]. Available: <http://www.srs.org/>. [Accessed: 10-Oct-2014].
- [24] S. D. Glassman and J. P. et al. Dormans, "Adolescent Idiopathic Scoliosis - Scoliosis Research Society (SRS)." [Online]. Available: http://www.srs.org/patient_and_family/scoliosis/idiopathic/adolescents/. [Accessed: 18-Nov-2014].
- [25] C. J. Adam, M. J. Pearcy, and G. N. Askin, "Patient-Specific Finite Element Analysis of Single Rod Adolescent Idiopathic Scoliosis Surgery," pp. 201-202, 2004.
- [26] P. J. Kiely and M. P. Grevitt, "Recent developments in scoliosis surgery," *Curr. Orthop.*, pp. 42-47, 2008.
- [27] S. L. Weinstein, L. a Dolan, J. C. Y. Cheng, A. Danielsson, and J. a Morcuende, "Adolescent idiopathic scoliosis.," *Lancet*, vol. 371, no. 9623, pp. 1527-37, May 2008.
- [28] "Artrodese da Coluna | Neurocirurgia e Cirurgia da Coluna." [Online]. Available: <http://neurocirurgia.com/content/artrodese-da-coluna>. [Accessed: 09-Nov-2014].
- [29] J. Milovanovi, M. Trajanovi, M. Engineering, and A. Medvedeva, "MEDICAL APPLICATIONS OF RAPID PROTOTYPING," vol. 5, pp. 79-85, 2007.

- [30] W. a. M. Brekelmans, H. W. Poort, and T. J. J. H. Slooff, "A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts," *Acta Orthop.*, vol. 43, no. 5, pp. 301-317, Jan. 1972.
- [31] T. Belytschko, R. F. Kulak, A. B. Schultz, and J. O. Galante, "Finite element stress analysis of an intervertebral disc," *J. Biomech.*, vol. 7, no. 3, pp. 277-285, May 1974.
- [32] R. F. Kulak, T. B. Belytschko, and A. B. Schultz, "Nonlinear behavior of the human intervertebral disc under axial load.," *J. Biomech.*, vol. 9, no. 6, pp. 377-86, Jan. 1976.
- [33] A. M. R. . Silva, R. Natal, and T. Mascarenhas, "Estudo Biomecânico da Cavidade Pélvica da Mulher," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.
- [34] F. M. Azevedo, "Método dos elementos finitos 1ª Edição," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2003.
- [35] F. M. Azevedo, "Método dos elementos finitos," Porto, 2003.
- [36] a Khennane, *Introduction to Finite Element Analysis Using MATLAB and Abaqus*. CRC Press, Taylor & Francis Group, LLC, 2013.
- [37] T. Teixeira, "ESTUDO BIOMECÂNICO DA COLUNA CERVICAL COM PATOLOGIA," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2014.
- [38] O. C. Zienkiewicz and R. L. Taylor, "The Finite Element Method Volume 1: The Basis," *Methods*, vol. 1, p. 708, 2000.
- [39] E. F. Kreith, *Mechanical Engineering Handbook*. CRC Press LLC, 1999.
- [40] W. D. Callister, *Fundamentals of materials science and engineering: an interactive e.text*, Fifth Edit. John Wiley & Sons, Inc, 2000.
- [41] H. Mehrabian, "Soft Tissue Hyperelastic Parameter Reconstruction for," 2008.
- [42] P. Martins, "DETERMINAÇÃO DO CAMPO DE DESLOCAMENTOS DE TECIDOS," vol. 16, pp. 37-49, 2012.
- [43] S. T. Pinho, "Mecânica não linear Hiperelasticidade Objectivos." 2005.
- [44] A. L. Vieira, V. Leal, and M. E. Silveira, "Avaliação de Modelos Hiperelásticos na Simulação Numérica de um Suporte de Motor Automotivo," 2010.
- [45] J. P. Pascon and H. B. Coda, "Estudo E Implementação Computacional Constitutive Models for Hyperelastic Materials: Study and," *Cad. Eng. Estruturas*, vol. 50, pp. 131-153, 2009.
- [46] V. Rezende, "O M ETODO DE GALERKIN," 2005.
- [47] D. L. Logan, E. Veitch, C. Carson, K. R. Burrell, V. Gould, and E. Wagner, *A First Course in the Finite Element Method Fourth Edition*, vol. 147. 2007.
- [48] F. Lawrence, R. Krause, and I. Horenko, "Investigating the Biomechanics of the human lumbar spine using finite element methods," Faculty of Informatics of the Università della Svizzera Italiana, 2014.
- [49] E. Stein, "Olgierd C. Zienkiewicz, a pioneer in the development of the finite element method in engineering science," *Steel Constr.*, vol. 2, no. 4, pp. 264-272, Dec. 2009.

(Ponta Delgada/Azores, 26-30 July 2015)

- [50] T. D. Brown, "Finite Element Modeling in Musculoskeletal Biomechanics," pp. 336-366, 2004.
- [51] I. A. F. Stokes and J. P. Laible, "Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth," *J. Biomech.*, vol. 23, pp. 589-595, 1990.
- [52] S. Becker, "Becker's Spine Review." [Online]. Available: <http://www.beckersspine.com/spine/item/21864-first-spine-surgery-with-3d-printed-disc-will-this-change-everything.html>. [Accessed: 14-Nov-2014].
- [53] A. P. del Palomar, B. Calvo, and M. Doblaré, "An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading.," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 3, pp. 523-31, Jan. 2008.
- [54] A. E. Castellvi, H. Huang, T. Vestgaarden, S. Saigal, D. H. Clabeaux, and D. Pienkowski, "Stress Reduction in Adjacent Level Discs via Dynamic Instrumentation: A Finite Element Analysis.," *SAS J.*, vol. 1, no. 2, pp. 74-81, Jan. 2007.
- [55] W. Wang, G. R. Baran, R. R. Betz, A. F. Samdani, J. M. Pahys, and P. J. Cahill, "The Use of finite element models to assist understanding and treatment for scoliosis: A review paper," *Spine Deform.*, vol. 2, no. 1, pp. 10-27, 2014.
- [56] "CLÍNICA DECKERS - ORIENTAÇÕES MÉDICAS / ORTOPEDIA: ESCOLIOSE." [Online]. Available: http://www.clinicadeckers.com.br/html/orientacoes/ortopedia/084_escoliose.html. [Accessed: 30-May-2015].
- [57] R. A. Salmingo, S. Tadano, K. Fujisaki, Y. Abe, and M. Ito, "Relationship of forces acting on implant rods and degree of scoliosis correction," *Clin. Biomech.*, vol. 28, no. 2, pp. 122-128, 2013.
- [58] M. Driscoll, J. M. Mac-Thiong, H. Labelle, and S. Parent, "Development of a detailed volumetric finite element model of the spine to simulate surgical correction of spinal deformities," *Biomed Res. Int.*, vol. 2013, 2013.
- [59] J. P. Little, M. T. Izatt, R. D. Labrom, G. N. Askin, and C. J. Adam, "An FE investigation simulating intra-operative corrective forces applied to correct scoliosis deformity.," *Scoliosis*, vol. 8, no. 1, p. 9, Jan. 2013.
- [60] H.-J. Kim, H.-J. Chun, K.-T. Kang, H.-M. Lee, H.-S. Kim, E.-S. Moon, J.-O. Park, B.-H. Hwang, J.-H. Son, and S.-H. Moon, "A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis.," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, no. 6, pp. 599-605, Jun. 2009.
- [61] G. Dhondt, *Method for Three-dimensional Method for Three-dimensional Thermomechanical Applications*. West Sussex: John Wiley & Sons Ltd, 2004.