



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Amélia Sofia Moreira Neto Mendes de Sousa

Otimização de um Modelo Multicorpo da
Coluna Lombar Humana

Amélia Sofia Moreira Neto Mendes de Sousa Otimização de um Modelo Multicorpo da Coluna Lombar Humana

UMinho | 2014

outubro de 2014



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Amélia Sofia Moreira Neto Mendes de Sousa

Otimização de um Modelo Multicorpo da
Coluna Lombar Humana

Dissertação de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor José Carlos Pimenta Claro

Declaração

Nome: Amélia Sofia Moreira Neto Mendes de Sousa

Endereço eletrónico: a66203@alunos.uminho.pt

Telemóvel: 919613559

Número de Bilhete de Identidade: 13804143

Título dissertação: Otimização de um modelo multicorpo da coluna lombar

Ano de conclusão: 2014

Orientador: Professor Doutor José Carlos Pimenta Claro

Designação do Mestrado: Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Área de Especialização: Reabilitação, Biomateriais e Biomecânica

Escola de Engenharia

Departamento: Engenharia Mecânica

DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA TESE/TRABALHO

Universidade do Minho, ___/___/_____

Assinatura _____

Agradecimentos

Esta tese não seria possível sem a amabilidade e disponibilidade de um grande conjunto de pessoas. Assim, gostaria de manifestar a minha gratidão a todas essas pessoas que, em diferentes momentos, e das mais variadas formas, fizeram parte desta etapa do meu percurso académico.

Primeiramente gostaria de manifestar o meu profundo agradecimento ao Professor J.C. Pimenta Claro, pela sua sempre pronta disponibilidade e amabilidade ao acompanhar este projeto, pelas sábias considerações e conselhos, pela constante motivação, pelo apoio e partilha. Pelos desafios, interrogações e reflexões que me suscitou ao longo desta orientação científica, que se constituíram oportunidades únicas de crescimento pessoal e profissional.

À Comissão Europeia pelo financiamento concedido, através da atribuição de uma bolsa com a referência EU246351/CT2M-MSc09 - no âmbito do Programa “NP Mimetic - Biomimetic Nano-Fiber-Based Nucleus Pulposus Regeneration for the Treatment of Degenerative Disc Disease”.

A todos os colegas que tive o prazer de conhecer no CT2M - Centre for Mechanical and Materials Technologies, por todas as partilhas ao longo deste ano, toda a amizade, apoio, incentivo e sugestões que foram muito úteis durante este percurso de investigação.

A todos as pessoas que de uma forma muito especial cruzaram o meu caminho desde o início deste percurso, comprovando que qualquer momento da vida é uma oportunidade para construir amizades vitalícias. Um obrigado em especial à Inês Mendes, Sylvie Machado, Márcia Carvalho, Sara Setas e Jorge Costa por terem sido os melhores companheiros de casa e por todos os momentos inesquecíveis que me proporcionaram.

Ao Pedro Ferreira, pelos “nossos” momentos, por todo o apoio e incentivo, por ser a pessoa que é...Pelo passado, pelo presente e pela projeção de um futuro...

Aos meus amigos de sempre e, principalmente, às minhas irmãs emprestadas Eugénia Queiroz e Cláudia Cardoso. Um obrigado sincero do fundo do coração a estas duas pessoas que vieram completar a minha vida e a minha família. Por serem incríveis, por serem confidentes, por estarem sempre lá, por serem amigas... por serem irmãs. Pela amizade autêntica, incondicional, intemporal e genuína que nos une. Desejo-vos o melhor.

Por fim, uma palavra final de profundo reconhecimento e agradecimento à minha família.... Aos meus pais e irmãos por serem os melhores do mundo! Obrigada pelo que são e

pela pessoa que me ajudaram a tornar. Por me completarem em todos os sentidos e estarem presentes em todos os momentos da minha vida, sempre com a palavra certa e o abraço amigo. Obrigada por nunca me faltarem. Sem a vossa ajuda, apoio e encorajamento incondicional teria sido muito difícil chegar ao fim deste processo. Espero um dia poder retribuir tudo aquilo que sempre me proporcionaram.

Nunca serei capaz de imaginar uma família melhor do que a minha, são sem sombra de dúvidas o meu orgulho. Esta tese é dedicada a vós.

Abstract

A novel 3D multibody system model of the human lumbar spine is presented, allowing the dynamic study of the entire lumbar spine, or only the parts that make part of it, such as the force and torques that each intervertebral disc (IVD) is subjected.

The first chapter of this work summarizes the literature review of the state-of-the-art while the second chapter presents the anatomy of the spine and associated diseases as well as some of the current solutions.

The multibody model is composed by six vertebrae, interconnected through fifty non-linear Maxwell elements (spring/damper parallel sets) emulating the twenty main ligaments, five intervertebral discs and facet joints simulated as separators.

The six vertebrae (five lumbar vertebrae and the sacrum) were simulated as rigid bodies and their position and mass were found in the literature.

Ligaments (PLL, ALL, LIS-LSS, LF) were simulated as springs and the data used to characterize the spring constant was found in the literature, on the other hand the spring constant of the intervertebral discs were characterized with data from the finite elements of the project work group. In both cases the results obtained by WM program data were compared with the original source and the similarities between the curves are evident.

The model was validated using data collected from literature and provided by OrthoLoad, showing good results.

At the end was possible to see the force/torque distribution along the levels during several movements: flexion-extension, lateral bending and axial rotation.

Key-words: Computer simulation, multibody systems, lumbar spine, movement analysis

Resumo

Neste trabalho é apresentado um modelo multicorpo tridimensional (3D) da coluna lombar humana que permite o estudo dinâmico da coluna lombar como um todo, ou apenas das partes que a constituem, como por exemplo os binários e as forças a que cada disco intervertebral está sujeito.

Primeiro realizou-se uma revisão da literatura sobre o tema, e em seguida sobre a anatomia da coluna e das suas doenças associadas, bem como algumas das soluções até à data.

O modelo multicorpo é composto por seis vértebras, interconectadas por 50 elementos não-lineares de Maxwell que representam os 20 ligamentos mais importantes e cinco discos intervertebrais.

As seis vértebras utilizadas são cinco lombares e o sacro que foram simuladas no WM como corpos rígidos e tanto a sua posição como a sua massa foram encontradas na literatura.

Os ligamentos (LLP, LLA, LIS-LSS, LF) foram simulados como molas e os dados utilizados para formular as suas equações foram encontrados na literatura. Por outro lado os dados utilizados para os discos intervertebrais foram fornecidos por uma análise de movimento FEM realizada pelo grupo de projeto. Em ambos os casos os resultados obtidos pelo programa Working Model (WM) foram comparados com os dados de origem sendo notórias as semelhanças entre as curvas.

O modelo foi validado através de dados recolhidos na literatura e fornecidos pelo OrthoLoad, demonstrando bons resultados

No final foi possível observar a distribuição das forças e os binários nos diferentes níveis durante vários tipos de movimentos: flexão-extensão, flexão lateral e rotação axial.

Palavras-chave: Simulação computacional, sistemas multicorpo, coluna lombar, análise de movimento

Índice

Agradecimentos.....	iii
Abstrat	v
Resumo.....	vii
Lista de Abreviaturas e Acrónimos	xiii
Lista de Figuras.....	xv
Lista de Tabelas	xxi
1. Introdução/Motivação	- 1 -
1.1. Estado da Arte.....	- 1 -
1.2. Estrutura da Tese	- 18 -
1.3. Objetivo.....	- 19 -
2. Caracterização da coluna	- 21 -
2.1. Anatomia da Coluna Vertebral	- 21 -
2.1.1. Vértebra	- 23 -
2.1.2. Disco Intervertebral.....	- 25 -
2.1.3. Ligamentos.....	- 28 -
2.2. Doenças da coluna.....	- 29 -
2.2.1. Principais doenças da coluna.....	- 30 -
2.2.2. Tratamentos	- 31 -
3. Sistemas Multicorpo.....	- 35 -
3.1. Embriogénese de Sistemas Multicorpo.....	- 35 -
3.2. Sistemas Multicorpo e Juntas	- 35 -
3.3. Software de Simulação: Working Model.....	- 37 -
3.3.1. MSC visualNastran desktop.....	- 40 -
3.3.2. SimWise	- 41 -
4. Modelo da Coluna Lombar em Multicorpo	- 43 -
4.1. Descrição do modelo.....	- 43 -
4.2. Sistema espacial de referência	- 43 -
4.3. Vértebra	- 45 -
4.4. Ligamentos	- 45 -
4.4.1. Morfologia dos Ligamentos	- 46 -
4.4.2. Comportamento Mecânico do Ligamento	- 47 -

4.4.3.	Posição dos Ligamentos	49 -
4.4.4.	Equações do movimento para os ligamentos	50 -
4.4.5.	Modelo MBS simplificado para testes	58 -
4.4.6.	Amortecimento	65 -
4.4.7.	Pré-tensão	66 -
4.4.8.	Facetas articulares.....	70 -
4.5.	Disco Intervertebral	71 -
4.5.1.	Posição dos discos intervertebrais.....	71 -
4.5.2.	Estrutura dos discos intervertebrais.....	71 -
4.5.3.	Método de Elementos Fintos	73 -
4.5.4.	Equações de movimento para os discos intervertebrais	74 -
4.5.5.	Comparação dos resultados de FEM com o Modelo Multicorpo.....	78 -
4.5.6.	Amortecimento	80 -
5.	Resultados e Discussão.....	81 -
5.1.	Validação do modelo	81 -
5.1.1.	Dados provenientes da Literatura	81 -
5.1.2.	Ortholad	99 -
5.2.	Aplicação do modelo	101 -
5.2.1.	Análise do movimento.....	101 -
6.	Conclusões e Desenvolvimento Futuro.....	109 -
6.1.	Conclusões	109 -
6.2.	Desenvolvimentos Futuros	112 -
	Bibliografia	113 -
7.	Anexos.....	121 -
7.1.	Linearização de Ligamentos	121 -
7.2.	Linearização dos movimentosdo disco intervertebral	123 -
7.3.	Identificação dos xn e dos kn	126 -
7.4.	Equações das Rotações.....	127 -
7.5.	Comparação entre os dados de Panjabi, FEM e do WM com e sem ligamentos. ...	129 -
7.6.	Equações das molas dos ligamentos e discos intervertebrais implementadas no WM.....	130 -

7.7. Comparação entre os dados de Panjabi, modelo WM e os dados do modelo
(45).....- 137 -

Lista de Abreviaturas e Acrónimos

2D: Bidimensional

3D: Tridimensional

4D: Quadridimensional

AF: Anel Fibroso

Bushing: Junta genérica 3D inerente ao software MSC visualNastran Desktop

CAD: Computer Aided Design (Desenho Assistido por Computadores)

Constrain: Restrição pertencente ao software MSC visualNastran Desktop

FEA: Finite Element Analysis (Análise de Elementos Finitos)

FEM: Finite Element Method (Método Elementos Finitos)

IDET: Intradiscal Electrothermal Therapy (Terapia Electromagnética Intradiscal)

IRM: Imagem de Ressonância Magnética

IVD: Intervertebral Disc (Disco Intervertebral)

LC: Ligamento capsular

LF: Ligamento Flavo

LIS: Ligamento Interespinhoso

LIT: Ligamento Intertransverso

LLA: Ligamento Longitudinal Anterior

LLP: Ligamento Longitudinal Posterior

LSS: Ligamento Supraespinhoso

LIS-LSS: Ligamento Inter e Supraespinhoso

MBS: Multibody System (Sistema Multicorpo)

MS: Motion Segment (Conjunto vértebra - disco intervertebral - vértebra)

NP: Núcleo Pulposo

TDR: Total Disk Replacement (Substituição Total do Disco)

VBR: Vertebral Body Replacement (Substituição do Corpo Vertebral)

WM: Working Model ® 4D- MSC visualNastran Desktop

Variáveis:

Lm: Comprimento da mola em cada instante

Θ_m : Ângulo da mola em cada instante

Lista de Figuras

Figura 1.1- Modelo criado por Monheit e Badler a simular a flexão. (Adaptado de (19))	4 -
Figura 1.2- Vértebra Lombar por Lavaste e Jones. (Adaptado de (21)).....	4 -
Figura 1.3- Diferentes modos de vibração medidos através do modelo de Kitazaki e Griffin. (Adaptado de (24))	5 -
Figura 1.4- Modelo completo apresentado por Pankoke (esquerda) e região lombar (direita). (Adaptado de (24)).....	6 -
Figura 1.5- Visão lateral do modelo de Jager mostrando a posição no sistema de coordenadas. (Adaptado de (28)).....	7 -
Figura 1.6- Modelo tridimensional da coluna lombar desenvolvido por Zadeh. (29).....	8 -
Figura 1.7- (a) Modelo proposto por Lengsfeld sentado numa cadeira com pouco apoio lombar (b) modelo sentado numa cadeira com elevado apoio lombar. (Adaptado de(30)).....	9 -
Figura 1.8- Modelo proposto por Lopik e Acar, onde se observam os ligamentos da coluna cervical. (Adaptado de (31)).....	9 -
Figura 1.9- Diferentes vistas do modelo proposto por Horst com e sem músculos. (Adaptado de (33))	10 -
Figura 1.10- Várias vistas representando o modelo desenvolvido por Zee e os seus colegas de trabalho. (Adaptado de (8))	11 -
Figura 1.11- Modelo apresentado por Ishikawa e os seus colegas de trabalho. (a) Vista geral (b) discos intervertebrais e ligamentos no modelo. (Adaptado de (8))	11 -
Figura 1.12- Modelo virtual desenvolvido por Ahn com a apresentação das vértebras, discos intervertebrais ligamentos e facetas articulares. (Adaptado de (36))	12 -
Figura 1.13- Três diferentes vistas do modelo multicorpo desenvolvido por Esat. (Adaptado de(8)).....	13 -
Figura 1.14- Modelo multicorpo desenvolvido por Ferreira no software APPOLO. (Adaptado de (38)).....	14 -
Figura 1.15- Vista frontal do modelo CAD da anatomia correta da coluna por Fairman. (Adaptado de (40)).....	15 -
Figura 1.16- Modelo Multicorpo de todo o corpo, criado por Juchem, com a coluna lombar em detalhe. (Adaptado de(41)).....	15 -
Figura 1.17- Modelo Muscoesqueletico detalhado da coluna lombar humana criado por Christophy. (Adaptado de (42)).....	16 -
Figura 1.18- Modelo da coluna lombar humana desenvolvido por Abouhossein. (Adaptado de (43)).....	17 -

Figura 1.19- Modelo da coluna lombar composto por vértebras, ligamentos, bushings e facetas.(Adaptado de (45))	18 -
Figura 2.1- Coluna vertebral e as suas divisões. (Adaptado de(46))	21 -
Figura 2.2- Mobilidade da coluna vertebral. (Adaptado de (47)).....	22 -
Figura 2.3- Vista superior de uma vértebra lombar. (Adaptado de (47))	23 -
Figura 2.4- Vista anterior e posterior do sacro. (Adaptado de (46))	25 -
Figura 2.5- Composição do disco intervertebral. (Adaptado de (55)).....	26 -
Figura 2.6- Representação de todos os ligamentos existentes na coluna. (Adaptado de (45))	28 -
Figura 3.1- Representação de um sistema de vários corpos com os componentes mais importantes: corpos, juntas e forças (Adaptado de (78)).	36 -
Figura 3.2- Importação de corpos no software Working Model 4D.	38 -
Figura 3.3- Exemplo das propriedades físicas definidas para cada corpo.	39 -
Figura 3.4-Lista de todos os medidores possíveis de serem escolhidos pelo utilizador.	39 -
Figura 3.5- Janela principal do software Working Model 4D.....	40 -
Figura 3.6- Apresentação do Software MSC visualNastran desktop. (Adaptado de (81))	41 -
Figura 3.7- Apresentação do software SimWise 4D. (Adaptado de (82)).....	41 -
Figura 4.1- Sistema espacial de referência utilizado no presente trabalho.	44 -
Figura 4.2- Ilustração do sistema de coordenadas tridimensional. O eixo dos X têm a direção antero-posterior, o eixo Y é dirigido para a esquerda e é perpendicular ao plano sagital enquanto que o eixo Z é na direção vertical. As setas em arco representam os momentos puros: MX= Flexão Lateral direita e esquerda, MY= Flexão- Extensão, MZ= Rotação axial direita e esquerda. As setas retas mostram as translações FX= Anterior-Posterior, FY=Esquerda-Direita, FZ=Superior-Inferior. (Adaptado de (100)) ...	44 -
Figura 4.3- Diagrama esquemático da hierarquia estrutural dos ligamentos (Adaptado (106))	47 -
Figura 4.4-Típica curva tensão-deformação de um ligamento, obtida numa máquina de ensaios de materiais (Adaptado de (49)).....	48 -
Figura 4.5- Linha de tendência adicionada à curva de Chazal 1985, para o Ligamento Longitudinal Anterior com uma diferença percentual de 48,59 %.....	52 -
Figura 4.6- Curva de Chazal 1985 para o Ligamento Longitudinal Anterior dividida em 5 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.	53 -
Figura 4.7- Modelo MBS simplificado para testes das molas.	58 -
Figura 4.8- Gráfico Tensão vs Deslocamento do Ligamento Longitudinal Anterior entre a vértebra L1 e L2.....	59 -
Figura 4.9- Exemplo com as retas dirigidas à origem.	60 -
Figura 4.10- Possível solução para o problema da geração de curvas com o programa WM.	60 -

Figura 4.11- Exemplo da inserção das equações do comprimento natural e da constante de mola no programa WM.....	64 -
Figura 4.12- Comparação das curvas Força-Deformação dos ligamentos entre os dados de Chazal e do modelo MBS.....	65 -
Figura 4.13- Esquematização da colocação das juntas para a formação do primeiro disco intervertebral (entre a vértebra L1 e a L2).....	72 -
Figura 4.14- Representação das vértebras L1 à S1 e dos discos intervertebrais na sua posição final.....	73 -
Figura 4.15- Curva de FEM para a translação em z dividida em 7 segmentos, com a apresentação das respectivas equações.....	74 -
Figura 4.16- Comparação das curvas Força-Deformação dos discos intervertebrais, entre os dados fornecidos pelo Método de Elementos Finitos e o modelo WM.....	79 -
Figura 4.17- Modelo Multicorpo final da coluna lombar, apresentando todas as vértebras com os respectivos discos intervertebrais, todos os ligamentos e todos os separadores implementados no WM.....	80 -
Figura 5.1- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Panjabi durante a Rotação Axial Direita (Momentos negativos) e Rotação Axial Esquerda (Momentos positivos).....	82 -
Figura 5.2- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Panjabi durante a Flexão Lateral Esquerda (Momentos negativos) e Flexão Lateral Direita (Momentos positivos).....	84 -
Figura 5.3- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Panjabi durante a Extensão (Momentos negativos) e Flexão (Momentos positivos) da coluna.....	86 -
Figura 5.4- Comparação da rotação acoplada medida pelo modelo MBS e por Panjabi durante a Rotação Axial da coluna.....	89 -
Figura 5.5- Comparação da rotação acoplada medida pelo modelo MBS e por Panjabi durante a Flexão Lateral da coluna.....	91 -
Figura 5.6- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Guan durante a Flexão Lateral Esquerda (Momentos negativos) e Flexão Lateral Direita (Momentos positivos).....	93 -
Figura 5.7- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Guan durante a Extensão (Momentos negativos) e Flexão (Momentos Positivos) da coluna.....	95 -
Figura 5.8- Comparação das amplitudes de movimento entre o estudo presente e os dados da literatura para os movimentos de Extensão-Flexão e Flexão Lateral. Todos os dados foram comparados para um momento de 4 N.m.....	98 -

Figura 5.9- Vertebral body replacement do Orthoload (Adaptado (105)).....	99 -
Figura 5.10- Comparação dos dados provenientes do Orthoload com o presente estudo. Forças (F) e Momentos (M) aplicadas na direção X (antero-posterior), Y (dirigida para a esquerda e perpendicular ao plano sagital) e Z (direção vertical).	100 -
Figura 5.11- Dados obtidos durante a aplicação de quatro forças na direção X, 250N, 500N, 650N e 700N que provocam a Flexão da coluna.....	102 -
Figura 5.12- Dados obtidos durante a aplicação de cinco forças na direção Y, 10N, 20N, 40N, 50N e 90N que provocam a Flexão Lateral da coluna.	103 -
Figura 5.13- Dados obtidos durante a aplicação de quatro forças na direção Z, 250N, 500N, 750N e 1000N que provocam a Compressão da coluna.	104 -
Figura 5.14- Dados obtidos durante a aplicação de quatro momentos (M) na direção X, 2N.m, 3,5N.m, 5N.m e 10N.m que provocam a Flexão Lateral da coluna.	105 -
Figura 5.15- Dados obtidos durante a aplicação de três momentos (M) na direção Y, 20N.m, 40N.m e 60N.m que provocam a flexão da coluna.....	106 -
Figura 5.16- Dados obtidos durante a aplicação de quatro momentos (M) na direção Z, 1N.m, 2N.m, 3N.m e 5,5N.m que provocam a Rotação Axial da coluna.....	107 -
Figura 7.1- Curva de Chazal 1985 para o Ligamento Flavo dividida em 4 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.....	121 -
Figura 7.2- Curva de Chazal 1985 para o Ligamento Longitudinal Posterior dividida em 3 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.....	121 -
Figura 7.3- Curva de Chazal 1985 para o Ligamento Inter e Supraespinhoso dividida em 4 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.....	122 -
Figura 7.4- Curva de FEM para a translação em x dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.....	123 -
Figura 7.5- Curva de FEM para a translação em y dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.	123 -
Figura 7.6- Curva de FEM para a rotação em x dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.....	124 -
Figura 7.7- Curva de FEM para a rotação em y dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.....	124 -
Figura 7.8- Curva de FEM para a rotação em z dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.....	125 -
Figura 7.9- Dados osbtidos para a primeira equaçõa da rotação em y.....	127 -

Figura 7.10- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM com e sem ligamentos, e os dados medidos por Panjabi e os dados provenientes do FEM durante a Extensão (momentos negativos) e Flexão (momentos positivos) da coluna.- 129 -

Figura 7.11- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM, os dados medidos por Panjabi e os dados provenientes do trabalho de Joana (45) durante a Extensão (momentos negativos) e Flexão (momentos positivos).- 137 -

Figura 7.12- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM, os dados medidos por Panjabi e os dados provenientes do trabalho de Joana (45) durante a Rotação Axial Direita (Momentos negativos) e Rotação Axial Esquerda (Momentos positivos).....- 138 -

Figura 7.13- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM, os dados medidos por Panjabi e os dados provenientes do trabalho de Joana (45) durante a Flexão Lateral Esquerda (Momentos negativos) e Flexão Lateral Direita (Momentos positivos).- 139 -

Lista de Tabelas

Tabela 4.1- Ângulos, posições e massas referentes a cada vértebra da coluna lombar. (45)	45 -
Tabela 4.2- Coordenadas globais que definem a posição do ligamento Longitudinal Anterior em metros.....	49 -
Tabela 4.3- Coordenadas globais que definem a posição do ligamento Flavo em metros (continuação).....	49 -
Tabela 4.4- Coordenadas globais que definem a posição do ligamento Longitudinal Posterior em metros (continuação).....	50 -
Tabela 4.5- Coordenadas globais que definem a posição do ligamento Inter e Supraespinhoso em metros.....	50 -
Tabela 4.6- Alguns pontos da curva força-deformação de cada ligamento lombar. (94).....	51 -
Tabela 4.7- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de Chazal, bem como os respectivos K.....	53 -
Tabela 4.8- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de Chazal, bem como os respectivos K (continuação).....	54 -
Tabela 4.9- Valores dos comprimentos naturais de cada mola respectivamente a cada par de vértebras da coluna lombar.....	54 -
Tabela 4.10- Valores de x utilizados para a formação das equações referentes ao Ligamento Longitudinal Anterior para cada nível.....	55 -
Tabela 4.11- Valores de x utilizados para a formação das equações referentes ao Ligamento Flavo para cada nível.....	55 -
Tabela 4.12- Valores de x utilizados para a formação das equações referentes ao Ligamento Longitudinal Posterior para cada nível.....	55 -
Tabela 4.13- Valores de x utilizados para a formação das equações referentes aos Ligamentos Inter e Supraespinhoso para cada nível.....	56 -
Tabela 4.14- Equações da constante de mola do Ligamento Longitudinal Anterior para cada nível.....	56 -
Tabela 4.15- Equações da constante de mola do Ligamento Flavo para cada nível.....	57 -
Tabela 4.16- Equações da constante de mola do Ligamento Longitudinal Posterior para cada nível.....	57 -
Tabela 4.17- Equações da constante de mola do Ligamento Inter e Supraespinhoso para cada nível.....	57 -
Tabela 4.18- Fatores de acerto da mola calculados para cada ligamento.....	61 -

Tabela 4.19- Equações do comprimento natural de mola do Ligamento Longitudinal Anterior para cada nível	63 -
Tabela 4.20- Equações do comprimento natural de mola do Ligamento Flavo para cada nível.	63 -
Tabela 4.21- Equações do comprimento natural de mola do Ligamento Longitudinal Posterior para cada nível.	63 -
Tabela 4.22- Equações do comprimento natural de mola do Ligamento Inter e Supraespinhoso para cada nível.	64 -
Tabela 4.23- Pré-tensão encontrada na literatura para os ligamentos.	66 -
Tabela 4.24- Valores de pré-tensão utilizados com base no trabalho de Joana.(45)	67 -
Tabela 4.25- Valores do comprimento corrente de cada mola calculados.	69 -
Tabela 4.26- Novas coordenadas de Z_2 calculadas para os ligamentos.	69 -
Tabela 4.27- Posição e orientação das facetas nas diferentes vértebras no WM em relação ao mundo, obtidas a partir do trabalho de (45).	70 -
Tabela 4.28- Orientação e posição dos discos intervertebrais em relação ao mundo. (45)	71 -
Tabela 4.29- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de FEM para os movimentos em x , bem como os respectivos K	75 -
Tabela 4.30- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de FEM para os movimentos em y , bem como os respectivos K (continuação).....	75 -
Tabela 4.31- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de FEM para os movimentos em z , bem como os respectivos K (continuação).....	75 -
Tabela 4.32- Equações da constante de mola para cada movimento do disco intervertebral.	76 -
Tabela 4.33- Fatores de acerto da mola calculados para movimento do disco intervertebral.	77 -
Tabela 4.34- Equações do comprimento natural de mola para cada movimento do disco intervertebral.	77 -
Tabela 5.1- Amplitudes máximas de movimento para cada movimento da coluna. Ângulo máximo obtido de Joana. (49)	101 -
Tabela 7.1- Identificação dos x_n e dos k_n	126 -
Tabela 7.2- Tabela para construção das equações de R_y	128 -
Tabela 7.3- Equações da constante de mola do Ligamento Longitudinal Anterior implementadas no WM para cada nível.	130 -
Tabela 7.4- Equações da constante de mola do Ligamento Flavo implementadas no WM para cada nível.	131 -
Tabela 7.5- Equações da constante de mola do Ligamento Longitudinal Posterior implementadas no WM para cada nível.	131 -

Tabela 7.6- Equações da constante de mola do Ligamento Inter e Supraespinhoso implementadas no WM para cada nível.....	- 132 -
Tabela 7.7- Equações do comprimento natural da mola do Ligamento Longitudinal Anterior implementadas no WM para cada nível.	- 132 -
Tabela 7.8- Equações do comprimento natural da mola do Ligamento Flavo implementadas no WM para cada nível.	- 133 -
Tabela 7.9- Equações do comprimento natural da mola do Ligamento Flavo implementadas no WM para cada nível.	- 133 -
Tabela 7.10- Equações do comprimento natural da mola do Ligamento Flavo implementadas no WM para cada nível.	- 134 -
Tabela 7.11- Equações da constante de mola implementadas no WM para cada movimento do disco intervertebral.	- 135 -
Tabela 7.12- Equações do comprimento natural de mola implementadas no WM para cada movimento do disco intervertebral.....	- 135 -

1. Introdução/Motivação

A dor lombar afeta cerca de 80% da população mundial, em algum momento da sua vida. De facto, as doenças do disco intervertebral da zona lombar, como a degeneração do núcleo pulposo do disco, são uma das principais causas (1). Os tratamentos atuais apresentam múltiplos efeitos colaterais, que conduzem à pesquisa de soluções protéticas de confiança para substituição parcial ou total do núcleo pulposo. Não apenas como uma alternativa viável, mas também, e de preferência, envolvendo cirurgias minimamente invasivas e com um menor período de recuperação para os pacientes.

Foi com este pano de fundo que se desenvolveu um estudo *in silico* das condições de trabalho do disco intervertebral (IVD), como parte de uma pesquisa mais ampla (NPMimetic.com).

A opção pelo modelo multicorpo justifica-se pela sua consideravelmente baixo peso computacional, quando comparado com o método de elementos finitos (FEM), mas também pela sua versatilidade na definição de condições de carga dinâmica complexas e facilidade de introdução de eventuais variações. Tais condições permitem soluções estáveis e confiáveis na análise dinâmica do IVD como também dos principais ligamentos e facetas que atuam na estabilização mecânica da coluna vertebral.

1.1. Estado da Arte

O estudo da biomecânica da coluna vertebral começou no antigo Egito e remonta a 20000 a.C., sendo que a primeira evidência sobre o estudo da mecânica da coluna vertebral consiste em relatórios sobre a lesão da medula.

Durante a época renascentista e pós renascentista grandes cientistas como Leonardo da Vinci, Decartes, Euler, Wolff, estudaram predominantemente as matemáticas, mecânicas, biomecânica, músculos e ossos, tornando possível na segunda metade do século XX o aparecimento das mais importantes descobertas e avanços nesta área (2) (3).

Desde então, o estudo da biomecânica da coluna vertebral humana evoluiu em vários campos, desde o ponto de vista clínico até à importância dos elementos mecânicos da coluna vertebral, como músculos ou o contato entre articulações.

A comunidade científica tem dedicado um grande esforço no desenvolvimento de modelos matemáticos capazes de simular a biologia. Estes tipos de modelos são vantajosos pois, de uma forma geral, são mais económicos, seguros e permitem a realização de uma grande quantidade de simulações de forma rápida e eficiente.

Os modelos matemáticos têm sido aplicados à coluna de forma crescente, pois permitem simular de forma realista o seu comportamento para as mais variadas situações de carga. Deste modo é possível compreender a importância da transferência de carga em cada componente e dessa forma o papel que este desempenha em relação à estabilidade e função na coluna (4) (5).

Nestes modelos existem dois métodos que podem ser usados para simular a coluna humana: o método de elementos finitos e os sistemas multicorpo. De uma forma muito simples, o método de elementos finitos consiste em dividir uma estrutura complexa em vários elementos (peças da estrutura) e seguidamente reconectá-los através de nós. Este processo resulta num conjunto de equações algébricas que permitem resolver o problema no seu todo (6).

Por outro lado, um sistema multicorpo é definido como um conjunto de dois ou mais corpos imperfeitamente unidos, ligados uns aos outros por juntas e atuados por forças como a gravitacional ou outras (7).

O método utilizado neste trabalho é o método de sistemas multicorpo, que comparativamente ao FEM, é menos complexo, necessita de um menor consumo de energia computacional e os seus requisitos de validação são mais simples (8).

Os primeiros modelos da coluna eram bastante básicos e não possuíam mais de dois ou três *motion segments*. F. Latham (9) foi o primeiro a publicar um modelo analítico da coluna vertebral no ano de 1957. Latham usou um modelo simples de mola-massa e o seu principal objetivo era testar a ejeção dos pilotos. Algum tempo depois, no ano de 1970, Orne e Liu (10) desenvolveram um modelo de parâmetros discretos do corpo humano para testar situações de impacto. O modelo contou com forças axiais, laterais e tangenciais. Para além disso, neste modelo constam ainda o comportamento viscoelástico do disco intervertebral bem como o tamanho e massa do mesmo e das vértebras.

Belyschko desenvolveu em 1974 (11) o primeiro modelo por elementos finitos do disco intervertebral apresentando uma detalhada análise das suas propriedades bem como das vértebras adjacentes. Já em 1978 (12) evoluiu para um modelo de elementos finitos tridimensional, com o objetivo de avaliar a resposta mecânica do piloto durante a ejeção do

cockpit, através da aplicação de uma força na base do modelo. Este modelo era constituído pela cabeça, todas as vértebras da coluna vertebral e, ainda, o sacro, sendo que todos estes elementos foram simulados como corpos rígidos. Para além destes, foram introduzidos também os ligamentos e os músculos, simulados como molas.

Merrill em 1981 (13) desenvolveu um modelo composto por dez corpos rígidos (cabeça, todas as vértebras cervicais, a primeira torácica (T1) e o resto das vértebras torácicas simuladas como uma só) conectados por molas e com sete pares de músculos, que aumentaram para 28 num trabalho realizado posteriormente (14).

Em 1983 Belytschko juntou-se a Williams (15) para desenvolver um modelo tridimensional da coluna cervical humana, para estudar situações de impacto. Neste modelo os elementos cabeça e vértebras cervicais foram modelados como corpos rígidos conectados por elementos deformáveis a representar os ligamentos, músculos, facetas e discos intervertebrais.

Um modelo mais complexo, mas ainda linear, foi desenvolvido por Shirazi (16) em 1984. Foi criado um modelo em elementos finitos do disco intervertebral lombar entre a vértebra 2 e 3 (L23), onde foi representado um *motion segment*. O anel foi dividido em pequenos elementos separados por fibras, que foram simulados com forças compressivas. Em 1986, Shirazi acrescentou as facetas e os processos espinhosos, e usou um modelo não-linear para as fibras de colagénio no anel.

Em 1984, baseados na obra de Merrill, Deng e Goldsmith (17) validaram um modelo numérico contra impactos frontais e laterais provocados pela aceleração, para um modelo da coluna cervical e torácica humana. O modelo assume que os corpos rígidos são interligados por articulações intervertebrais, cujo comportamento é descrito por uma matriz de rigidez. Este modelo utiliza três elementos lineares para descrever os quinze pares de músculos (apenas com o comportamento passivo).

Já em 1989 Jager e Luttmann (18) criaram um modelo biomecânico tridimensional dinâmico de um humano que permitia quantificar os momentos, as forças compressivas e a pressão nos discos intervertebrais lombares durante a flexão do tronco. Esse modelo incluía 19 elementos do corpo, sendo que os discos intervertebrais foram simulados como elementos lineares viscoelásticos, os ligamentos como elementos não-lineares viscoelásticos e as vértebras como corpos rígidos. O modelo possuía ainda facetas articulares e músculos.

Monheit e Badler (1991) (19) acreditavam que para simular o movimento humano um modelo devia incluir não só a coluna vertebral humana, como também o tronco. A coluna

vertebral foi simulada como uma série de articulações interdependentes com três graus de liberdade de rotação. Um estudo da arquitetura anatômica apoiou as ideias principais do modelo, e indicou os parâmetros de movimento da coluna vertebral. Efetivamente, ao definir uma base de dados de atributos da coluna (obtido a partir de dados médicos), e um pequeno conjunto de parâmetros de entrada, foi possível controlar o modelo por cinemática inversa.

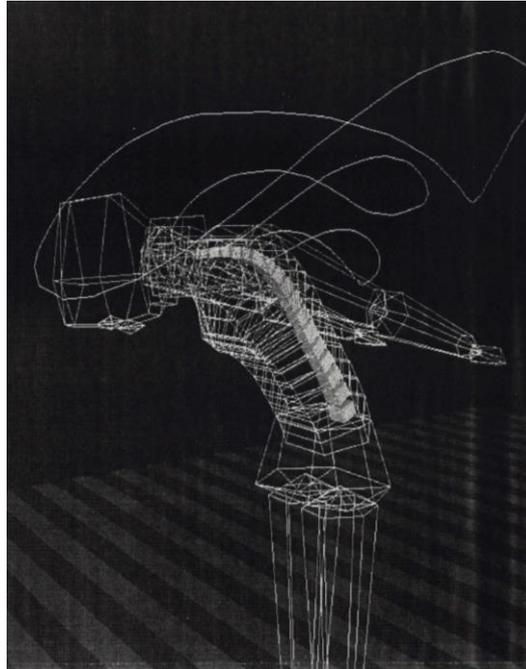


Figura 1.1- Modelo criado por Monheit e Badler a simular a flexão. (Adaptado de (19))

Ao trabalho de Shirazi (16), Kim (1991) (20) adicionou ligamentos não-lineares e perda de fluidos no disco ao alterar o volume do mesmo. Este comportamento mecânico não linear é comumente modelado através de molas não lineares, isto é, em que o valor da constante de mola é não-constante em função do alongamento x . Já no ano de 1992 Lavaste e Jones (21) desenvolveram um modelo tridimensional da coluna lombar em elementos finitos, baseado em seis parâmetros geométricos das vértebras lombares que possibilitaram o cálculo das outras dimensões das vértebras.

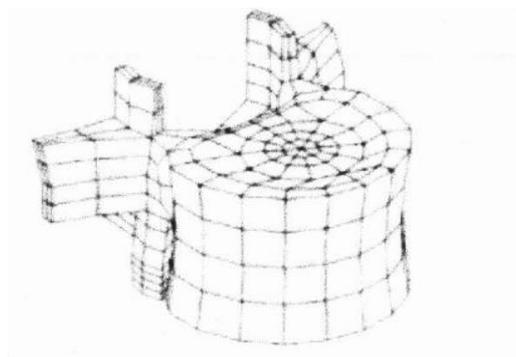


Figura 1.2- Vértebra Lombar por Lavaste e Jones. (Adaptado de (21))

Para reconstruir a análise morfológica da vértebra lombar foram necessários oito cadáveres e o uso de raio-X. Na construção da coluna lombar foi essencial perceber qual a posição do centro de massa das mesmas em relação ao sistema de coordenadas globais. Posteriormente as vértebras foram conectadas, umas às outras pelos discos intervertebrais e pelos ligamentos.

Em 1995, Menon desenvolveu um modelo bidimensional composto pela cabeça, pescoço e tronco humano, para estudar a resposta dinâmica e os mecanismos de lesão deste tipo de sistema. Para isso submeteu-o a diferentes acelerações e forças para simular situações reais de colisão. O modelo com múltiplos corpos, incluiu nove corpos rígidos conectados por juntas de revolução e com nove graus de liberdade. O efeito dos músculos, discos intervertebrais, cartilagens, ligamentos e outros tecidos foi incluído através de molas rotacionais não-lineares e amortecedores (22).

Um modelo que englobava a coluna lombar, pélvis e nádegas foi desenvolvido em 1996 por Broman (23). O modelo teve como objetivo simular diferentes observações experimentais de transmissão de vibrações, desde o assento até à terceira vértebra lombar (L3) quando os indivíduos se encontravam sentados. Para isso, consideraram o sistema esquelético como rígido e os tecidos moles como componentes lineares, ou seja, em que a rigidez da mola é constante e independente do alongamento.

Em 1997 Kitazaki e Griffin (24) otimizaram o modelo desenvolvido por Belytschko. Este era constituído por cabeça, coluna, pélvis e tecidos moles e permitiu prever os efeitos biomecânicos da vibração em todo o corpo. O modelo foi validado através da comparação com dados previamente medidos em laboratório.

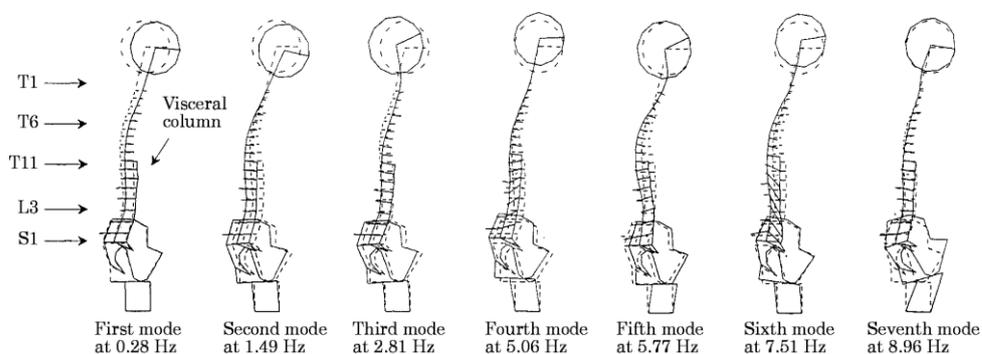


Figura 1.3- Diferentes modos de vibração medidos através do modelo de Kitazaki e Griffin. (Adaptado de (24))

Vibrações do corpo a longo prazo podem causar a degeneração da coluna lombar. Essa tensão é mais acentuada nas três vértebras mais caudais e pode ser calculado através das suas

forças internas. Com o objetivo de calcular essas forças internas, em 1998 Pankoke (25) criou um modelo bidimensional dinâmico em elementos finitos de um homem sentado. Esse modelo incorporou as vértebras L3, L4 e L5 no tronco de um sistema composto também por cabeça, pescoço, braços, pélvis e pernas. Os músculos, ligamentos e discos intervertebrais foram modelados como molas lineares. As propriedades geométricas e de inércia do modelo foram determinadas de acordo com a anatomia humana, ao passo que a rigidez do modelo da coluna foi conseguida através de estudos experimentais *in vitro*. O modelo foi validado comparando os seus resultados com os encontrados na literatura.

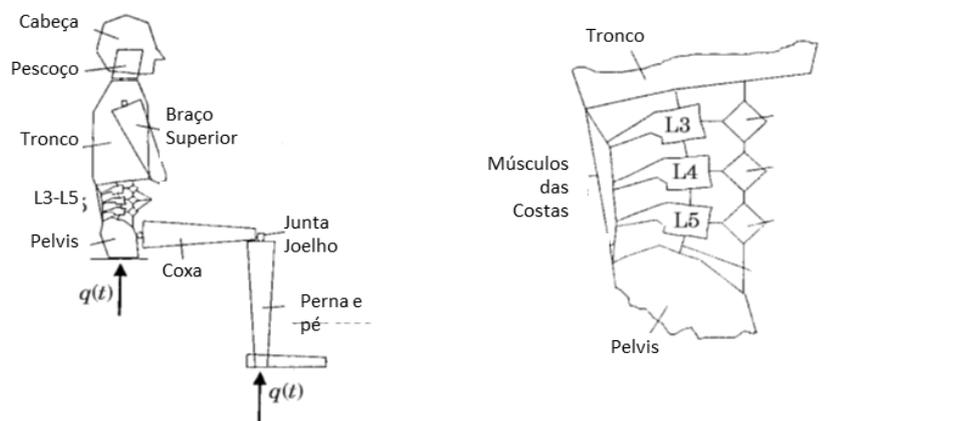


Figura 1.4- Modelo completo apresentado por Pankoke (esquerda) e região lombar (direita). (Adaptado de (24))

Em 1999 Stokes e Gardner-Morse (26) desenvolveram um modelo composto por cinco vértebras lombares, doze torácicas, o sacro e sessenta e seis pares simétricos de músculos com o propósito de estudar os músculos e as forças da coluna. Para construir o modelo foram usadas as posições das vértebras e músculos encontradas na literatura. Os autores usaram dois modelos diferentes com geometrias iguais, um modelo rígido e outro estático para determinar a força máxima transmitida pela coluna, devido à contribuição dos músculos.

Em 2000 Jager desenvolveu um modelo matemático 3D detalhado que descreve o comportamento dinâmico da cabeça humana e do pescoço em situações de acidente. Numa primeira fase, foi criado um modelo global relativamente simples da cabeça-pescoço, com a cabeça e as vértebras simuladas como corpos rígidos, conectados através de elementos tridimensionais viscoelásticos não-lineares que simulavam as características dos discos intervertebrais, ligamentos e facetas articulares. O comportamento mecânico diz-se viscoso quando a resposta mecânica depende do tempo, isto é, quer da velocidade de actuação, quer da

história passada. Os modelos reológicos mais simples para descrever este tipo de comportamento são os modelos de Maxwell (uma mola – energia mecânica elástica – acoplada em série com um amortecedor – elemento dissipador em função do tempo) e de Kelvin-Voigt, em que a mola é acoplada em paralelo com o elemento dissipador. Numa segunda parte, foram inseridos segmentos da coluna vertebral cervical com elementos lineares e numa terceira e última fase foram inseridos os músculos através do modelo de Hill e que este consiste num sistema de dois componentes, um elemento firme puramente elástico em série com um elemento contrátil. Depois de vários testes, Jager concluiu que o comportamento do músculo ativo foi essencial para descrever a resposta do sistema ao impacto e que seu modelo era computacionalmente eficiente, adequado para melhorar a segurança do carro, e os mecanismos de lesão do pescoço, uma vez que as cargas e as deformações de tecidos individuais são calculadas pelo modelo (27) (28).

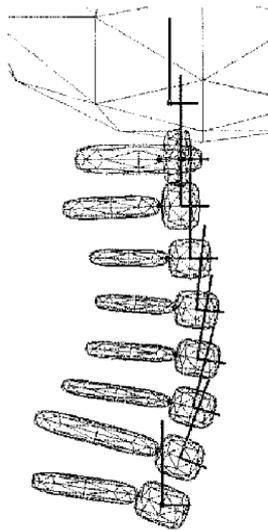


Figura 1.5- Visão lateral do modelo de Jager mostrando a posição no sistema de coordenadas. (Adaptado de (28))

Um modelo multicorpo tridimensional da coluna lombar foi criado em 2000 por Zadeh (29) para prever forças e momentos. O modelo era constituído por cinco vértebras lombares (L1-L5) e o sacro simulados como corpos rígidos.

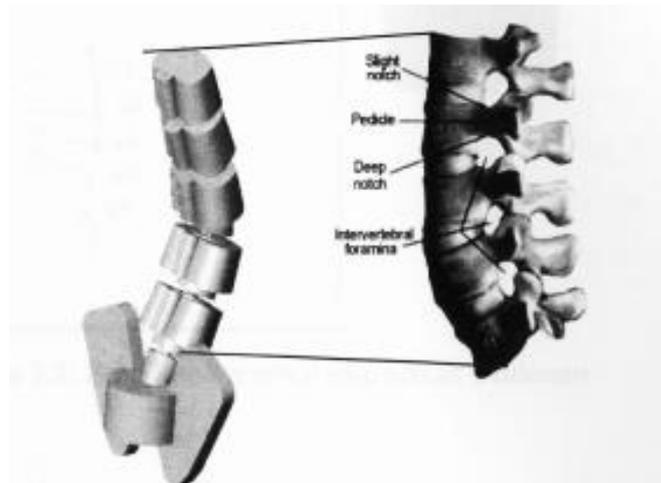


Figura 1.6- Modelo tridimensional da coluna lombar desenvolvido por Zadeh. (29)

As vértebras eram conectadas por discos intervertebrais que consistiam em restrições cinemáticas e dinâmicas anatomicamente corretas. O modelo apresentava seis graus de liberdade (3 de rotação e 3 de translação) e permitia movimentos de flexão, rotação axial e flexão lateral, tendo sido validado através de dados encontrados na literatura.

Ainda em 2000, Lengsfeld (30) concebeu um modelo para estudar a curvatura da coluna lombar quando esta permanece sentada durante longos períodos de tempo. O modelo foi desenvolvido no software ADAMS® e pretendia representar um homem adulto de 1,78 m e 78 Kg através de quinze elementos rígidos, sendo que quatro deles representavam o sacro, a coxa, a perna e o pé. Ainda no modelo a anca foi apresentada como uma junta esférica, e os discos intervertebrais como juntas revolutas que permitiam os movimentos de extensão e flexão.

Lengsfeld fez estudos para cadeiras normais e cadeiras ergonômicas como pode ser visto na Figura 1.7.

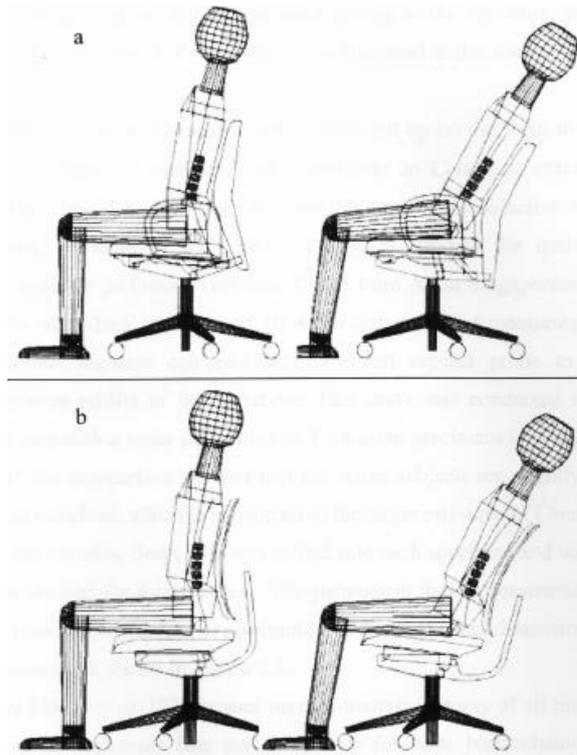


Figura 1.7- (a) Modelo proposto por Lengsfeld sentado numa cadeira com pouco apoio lombar (b) modelo sentado numa cadeira com elevado apoio lombar. (Adaptado de(30))

Van Lopik e Acar em 2002 (31) desenvolveram um modelo computacional multicorpo no *software* MSC visualNastran 4D da cabeça e pescoço com nove corpos rígidos, representando a cabeça, as sete vértebras cervicais e a primeira torácica. Os tecidos moles, como os discos intervertebrais e os ligamentos foram modelados como elementos viscoelásticos não-lineares designados por (31) e para os músculos foi utilizada uma aplicação externa (*Virtual Muscle*) que permitia simular o comportamento mecânico dos mesmos

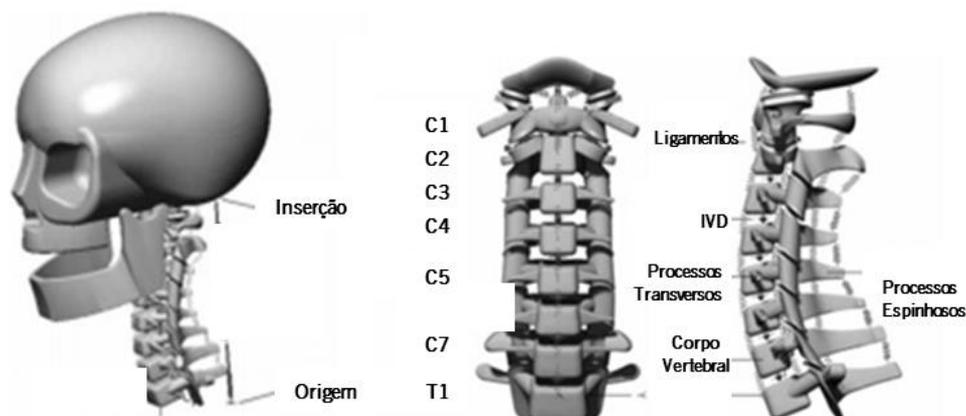


Figura 1.8- Modelo proposto por Lopik e Acar, onde se observam os ligamentos da coluna cervical. (Adaptado de (31))

Também em 2002 Keller e Colloca (32) desenvolveram um modelo bidimensional (2D) para estudar a cinemática da coluna durante a aplicação de forças antero-posteriores. Este modelo era analítico e baseado em equações matemáticas de vibração de um sistema mecânico. Assumiu-se que todos os elementos rígidos eram corpos homogêneos e o modelo possuía cinco graus de liberdade. Os cálculos resultantes permitiam prever o movimento antero-posterior da coluna lombar.

No ano de 2002 Van der Horst apresentou um modelo matemático 3D do pescoço que descrevia o comportamento dinâmico da cabeça humana e do pescoço em condições de impacto. A cabeça e as vértebras foram simuladas como corpos rígidos e os tecidos moles como elementos mola-amortecedor, permitindo a este modelo prever as rotações vertebrais bem como as forças nos tecidos (33).

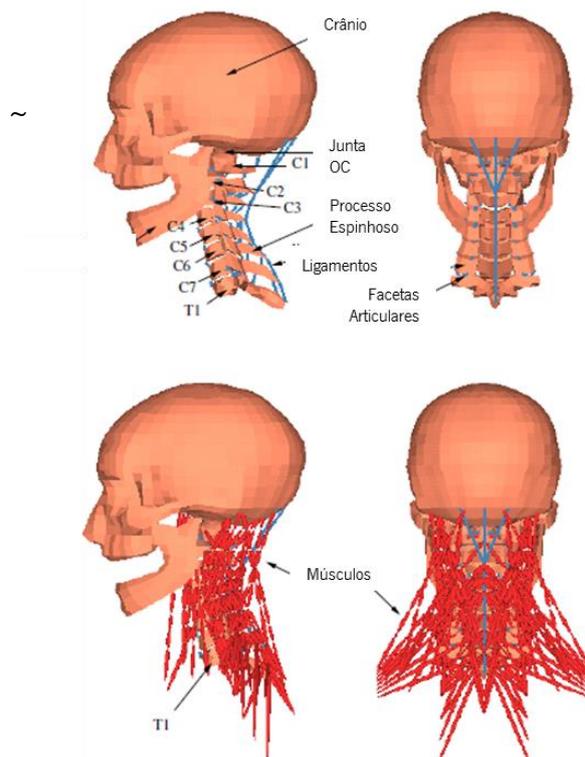


Figura 1.9- Diferentes vistas do modelo proposto por Horst com e sem músculos. (Adaptado de (33))

Zee e os seus colegas de trabalho, em 2003, desenvolveram um modelo detalhado da coluna lombar, com sete segmentos rígidos (cinco vértebras lombares, sacro e parte torácica), 18 graus de liberdade e 154 músculos utilizando o *software* AnyBody Modelling System usando uma análise inversa para prever as forças nos músculos e juntas.

Os dados sobre a anatomia da coluna lombar bem como as vértebras e os músculos foram retirados da literatura. Entre cada par de vértebras foi introduzida uma junta esférica com três graus de liberdade (34) (8).



Figura 1.10- Várias vistas representando o modelo desenvolvido por Zee e os seus colegas de trabalho. (Adaptado de (8))

Um modelo multicorpo músculo-esquelético dinâmico da coluna foi desenvolvido, em 2005, por Ishikawa e os seus colaboradores para executar uma estimulação elétrica funcional, bem como simular o movimento da coluna, analisando a distribuição de forças em cada uma das vértebras. Os discos intervertebrais e os ligamentos foram simulados como elementos mola-amortecedor e os músculos foram inseridos no esqueleto através do *software* VisualNastran 4D (8) (35).

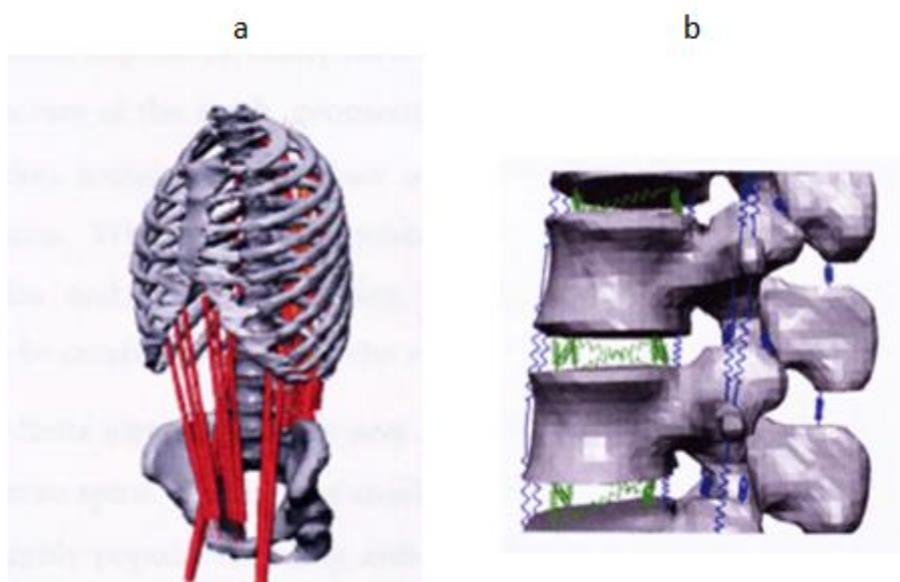


Figura 1.11- Modelo apresentado por Ishikawa e os seus colegas de trabalho. (a) Vista geral (b) discos intervertebrais e ligamentos no modelo. (Adaptado de (8))

Ainda em 2005 Hyung soon Ahn (36) criou um modelo da coluna cervical com sete vértebras (C2-T1), conectadas por discos intervertebrais, facetas articulares e ligamentos simulados como elementos viscoelásticos não-lineares. Este modelo teve como objetivo avaliar diferentes configurações de montagem para o teste de rotação axial e posteriormente identificar o conjunto de condições de restrição que produzem respostas fisiológicas durante a mesma. Para além disso, o modelo foi usado na simulação das respostas biomecânicas quando ocorre a fusão de um nível da coluna cervical.

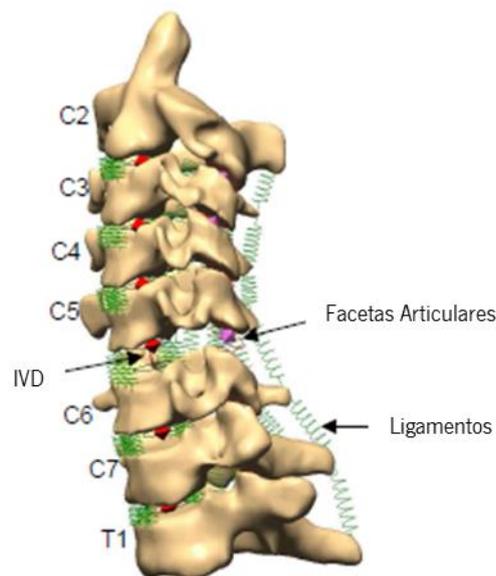


Figura 1.12- Modelo virtual desenvolvido por Ahn com a apresentação das vértebras, discos intervertebrais ligamentos e facetas articulares. (Adaptado de (36))

Em 2006, Esat (8) na sua tese de doutoramento desenvolveu um modelo multicorpo de toda a coluna vertebral humana, especialmente para a análise dinâmica de situações de impacto, como o impacto frontal em acidentes de carro. Para além disso, pretendia gerar modelos de elementos finitos de regiões específicas da coluna com o propósito de investigar as causas da sua lesão. O modelo considerou vértebras, ligamentos, discos intervertebrais e músculos e todos os elementos foram construídos usando o *software* visualNastran 4D. Os ligamentos foram simulados como elementos viscoelásticos não-lineares, os IVDs como elementos *bushing*, elementos que permitem definir características de mola e amortecedor nos 3 eixos em Translação e Rotação, e os músculos como elementos musculares contráteis.

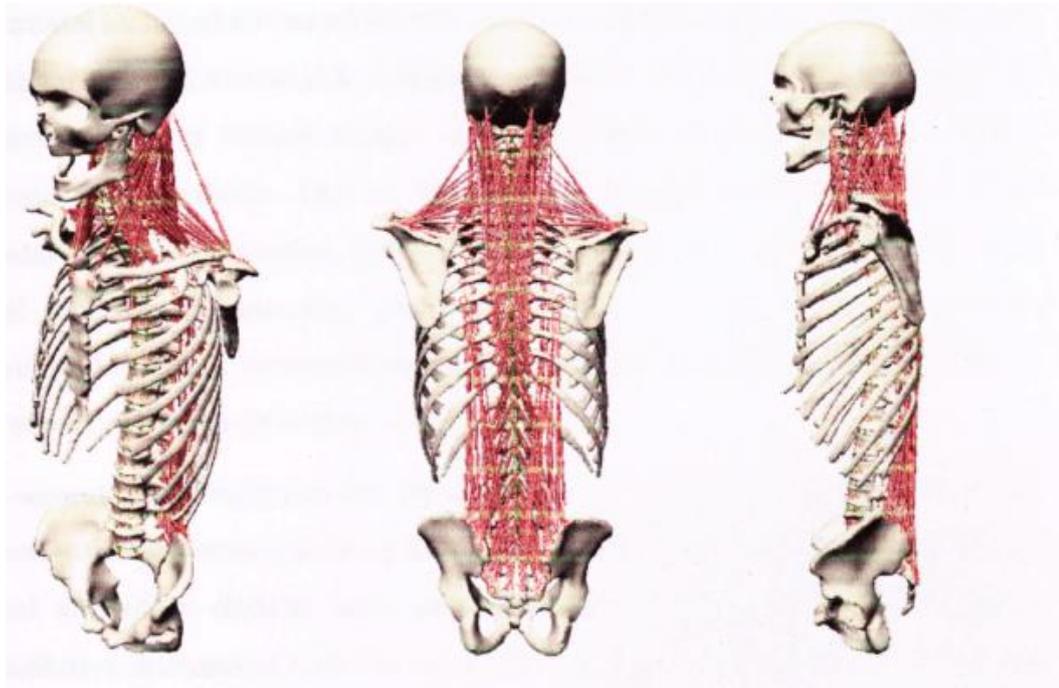


Figura 1.13- Três diferentes vistas do modelo multicorpo desenvolvido por Esat. (Adaptado de(8))

No ano de 2008, Zhang e Teo (37) investigaram a aplicação de FEM, no uso de implantes para o tratamento da dor de costas. A análise de elementos finitos permitiu prever o valor de tensões dentro do disco intervertebral, vértebras e ligamentos. Investigaram também o efeito de alguns parâmetros dos implantes como a forma, o material e a posição adequada para a fusão biológica.

Para a sua tese de mestrado Ferreira (38) em 2008, estabeleceu um modelo tridimensional da coluna cervical no *software* APPOLO, com nove corpos rígidos (cabeça, sete vértebras cervical e a primeira torácica), ligadas por seis discos intervertebrais, com seis graus de liberdade cada, representados por elementos *bushing* bem como 31 ligamentos representados por elementos viscoelásticos não-lineares e por fim para os contactos ósseos desenvolveu um modelo de contacto não-linear plano-esfera, com base no modelo de contacto de Kelvin-Voigt, representado pelo arranjo em paralelo de um amortecedor e uma mola.



Figura 1.14- Modelo multicorpo desenvolvido por Ferreira no software APPOLO. (Adaptado de (38))

As medidas anatómicas e as propriedades dos elementos cervicais foram retiradas da literatura e o modelo foi validado, comparando os valores da gama-de-movimento previstos para vários níveis cervicais com valores presentes na literatura. O modelo foi construído para simular distúrbios traumáticos e degenerativos, tais como a artrite reumatóide.

Uma nova metodologia para análise dinâmica e estrutural de sistemas biomecânicos foi desenvolvida por Monteiro em 2009 (39), unindo os domínios dos elementos finitos com os sistemas multicorpo.

O método proposto foi aplicado ao estudo da dinâmica da coluna vertebral (cervical e lombar) numa situação patológica, na qual é simulada uma fusão intersomática entre um ou mais níveis vertebrais. O modelo multicorpo era constituído pela coluna vertebral (coluna cervical foi adaptada do modelo de Jager e a coluna lombar obtida através de medidas da literatura) que inclui as vértebras rígidas, os contactos entre as facetas articulares e apófises espinhosas, os ligamentos e os modelos de elementos finitos dos discos intervertebrais e da placa de fixação.

Em 2009, Fairman e a sua equipa de trabalho (40), desenvolveram um modelo de vários corpos da coluna lombar com a ferramenta de simulação MATLAB Simulink, com o objetivo de determinar a cinética das articulações da coluna lombar durante atividades complexas. Uma rede de molas e amortecedores foi usada para representar os IVDs ao passo que os ligamentos e os músculos foram adicionados como atuadores do modelo.

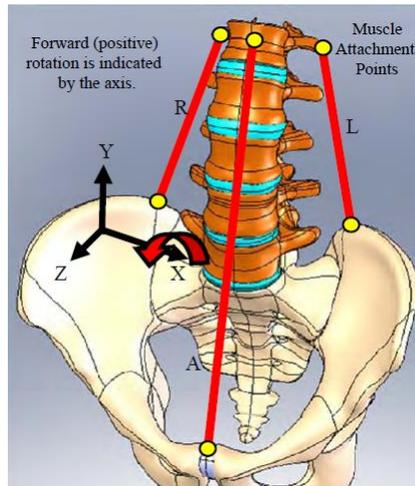


Figura 1.15- Vista frontal do modelo CAD da anatomia correta da coluna por Fairman. (Adaptado de (40))

O trabalho de Juchem em 2009 (41) consistiu na criação de um modelo computacional tridimensional da coluna vertebral lombar, para a determinação de tensões mecânicas tanto nos IVDs como nos ligamentos. Foram modeladas cinco vértebras (L2 a L5 e o sacro) sendo que os dados para criar a sua geometria foram obtidos através de medições pela técnica de imagem médica, tomografia computadorizada, sendo que a metodologia utilizada foram os sistemas multicorpo. Os IVDs foram modelados como elementos elásticos e as vértebras como corpos rígidos. O efeito dos ligamentos e os contatos entre as partes ósseas (articulações) também foram incluídos.



Figura 1.16- Modelo Multicorpo de todo o corpo, criado por Juchem, com a coluna lombar em detalhe. (Adaptado de(41))

Christophy em 2010 (42) criou um modelo músculo-esquelético detalhado da coluna lombar humana, com o objetivo de estudar a influência dos músculos na coluna e, para isso, incorporou os oito principais grupos musculares da região lombar através de 238 atuadores. O modelo final é composto por 13 corpos rígidos. As cinco vértebras lombares têm mobilidade dinâmica e os discos intervertebrais têm seis graus de liberdade.



Figura 1.17- Modelo Muscoesquelético detalhado da coluna lombar humana criado por Christophy. (Adaptado de (42))

Abouhossein e os seus colaboradores, em 2011, (43) criaram um modelo tridimensional da coluna lombar no *software* MSC.ADAMS de vários corpos, para determinar a distribuição de carga entre os elementos passivos da coluna vertebral. Assim, como na maior parte dos modelos da coluna lombar, este dispõe de cinco vértebras lombares e o sacro simulados como corpos rígidos, discos intervertebrais como elementos flexíveis não-lineares com seis graus de liberdade, ligamentos e ainda as facetas articulares.

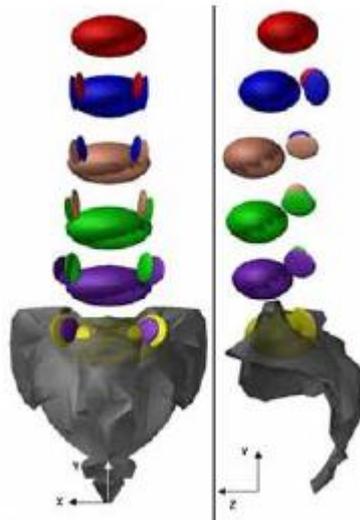


Figura 1.18- Modelo da coluna lombar humana desenvolvido por Abouhossein. (Adaptado de (43))

Sara Morais em 2011 (28) desenvolveu um modelo bidimensional da coluna lumbosacral da vértebra L1 até à S1. As vértebras foram simuladas como corpos rígidos, constrangidos por elementos viscoelásticos não-lineares (ligamentos), discos intervertebrais (juntas viscoelásticas lineares), facetas articulares e apófises espinhosas, seguindo a teoria de contacto de Hertz acrescida de um termo dissipativo.

O modelo foi aplicado a diferentes cenários, tais como o teste dos limites fisiológicos no que toca ao movimento relativo das vértebras, a influência da existência de patologia e o efeito da aplicação de uma carga externa.

Ainda no ano de 2011 Galibarov (44) desenvolveu um modelo computacional usando o *software* Anybody Modelling System com o objetivo de investigar o efeito das forças musculares e externas na curvatura da coluna lombar, através de uma instalação cinemática dependente da força. O modelo era composto pelas 5 vértebras lombares e o sacro, discos intervertebrais e ligamentos.

Em 2013 Matos (45), utilizou o *software* WM para desenvolver um modelo multicorpo da coluna lombar com o objetivo de analisar as forças e binários a que cada disco intervertebral estava sujeito durante movimentos diários.

O modelo era composto por cinco discos intervertebrais simulados como *bushing elements*, seis vértebras (L1 até S1 simuladas como corpos rígidos), ligamentos simulados

através de molas e facetas como separadores. A validação foi realizada através de valores encontrados na literatura.

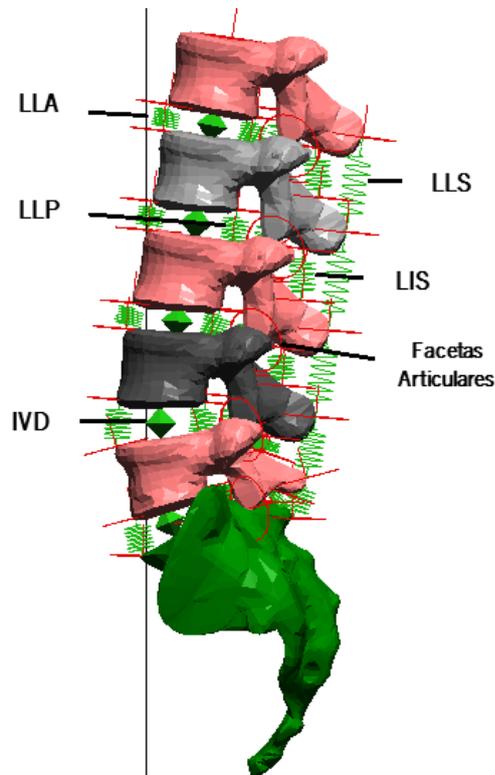


Figura 1.19- Modelo da coluna lombar composto por vértebras, ligamentos, bushings e facetas. (Adaptado de (45))

1.2. Estrutura da Tese

Esta tese é composta por seis capítulos. O primeiro capítulo serve de introdução ao trabalho, nele é descrito a motivação e objetivos e é também apresentado o estado da arte tanto de modelos multicorpo como de elementos finitos realizados sobre a coluna.

A coluna vertebral humana é uma estrutura anatômica complexa, que proporciona uma ampla gama de movimento para o corpo humano. Para compreender a sua anatomia é realizada uma breve descrição no capítulo 2, incidindo especialmente nas vértebras lombares, facetas articulares e sacro, discos intervertebrais especificamente anel fibroso, núcleo pulposo e placas terminais e por fim ligamentos. Ainda dentro deste capítulo são caracterizados os movimentos da coluna bem como algumas patologias relacionadas com a coluna lombar e as soluções até à data.

O modelo proposto neste trabalho foi realizado usando um sistema multicorpo. Para melhor compreender este conceito, no capítulo 3 encontra-se um pequeno resumo dos sistemas multicorpo, em especial sobre o *software* utilizado.

Segue-se o capítulo 4 onde se descreve o modelo e todos os passos para a sua criação.

Desde os seus constituintes como as vértebras, os ligamentos, os discos intervertebrais e as facetas articulares e tudo que os envolve, bem como as equações do movimento, posições e pré-tensões, até à validação das equações do mesmo através de dados encontrados na literatura.

O capítulo 5 engloba os resultados e a discussão. Primeiramente, é realizada a validação do modelo através de dados da literatura e do Orthoload e seguidamente é feita uma pequena análise do movimento.

O sexto e último capítulo, exhibe as conclusões do trabalho, bem como algumas sugestões plausíveis de ser aplicadas em trabalhos futuros para o melhoramento do mesmo.

1.3. Objetivo

O principal objetivo deste trabalho é otimizar um modelo tridimensional da coluna lombar usando o *software* Working Model. O modelo é constituído por vértebras, ligamentos, discos intervertebrais e facetas articulares e o que se pretende é a otimização das equações do movimento que existem ao nível dos ligamentos e discos intervertebrais. Depois de desenvolvido, este pode ser usado para analisar o comportamento mecânico da coluna e as forças a que os seus constituintes estão sujeitos.

Este trabalho faz parte da tarefa T2.3B da secção WP2 do Projeto Europeu: **“NP Mimetic- Biomimetic Nano Fibre-Based Nucleus Pulposus Regeneration for the treatment of Degenerative Disc Disease”**

2. Caracterização da coluna

2.1. Anatomia da Coluna Vertebral

Em circunstâncias normais, a coluna vertebral é constituída por 26 vértebras que se podem dividir em diferentes regiões (Figura 2.1), nomeadamente região cervical (sete vértebras C1-C7), torácica (doze vértebras T1-T2), lombar (cinco vértebras L1-L5) e, finalmente, a região sacrococcígea constituída pela sacro ou osso sagrado (S1-S5) e pelo osso coccígeo (46).

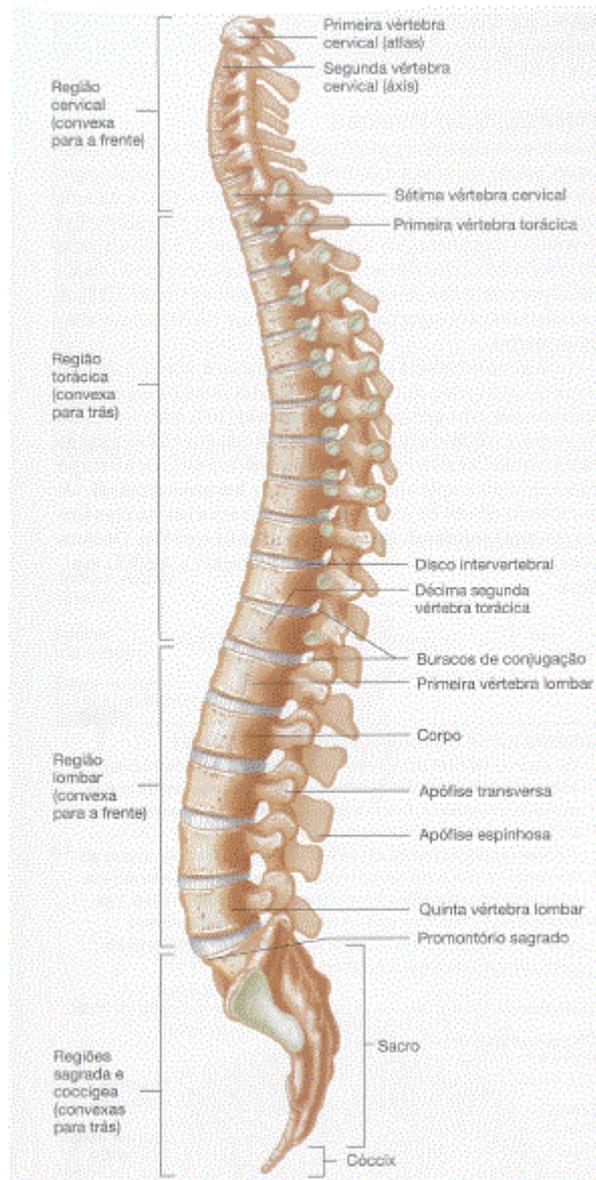


Figura 2.1- Coluna vertebral e as suas divisões. (Adaptado de(46))

A coluna vertebral prolonga-se desde a base do crânio até à pélvis protegendo simultaneamente a medula e os nervos espinais, sendo ainda responsável pelo suporte do peso corporal. Por outro lado, desempenha um papel preponderante no que à locomoção e postura diz respeito (45).

As regiões anteriormente mencionadas encontram-se organizadas em quatro curvaturas fisiológicas, duas delas anteriores e as restantes posteriores. No caso particular das anteriores, estas encontram-se na zona cervical e lombar, em oposição às posteriores que se localizam na zona torácica e sacral. Efetivamente, esta organização permite que a coluna efetue diferentes movimentos, nomeadamente a flexão/extensão (para a frente e para trás, respetivamente), rotação axial e, ainda, flexão lateral como se pode observar na Figura 2.2 (47).

Cada disco intervertebral possui seis graus de liberdade: três de rotação e três de translação, nos três diferentes eixos. Para além de apresentar os movimentos acima referidos, a coluna também apresenta movimentos acoplados resultantes de dois movimentos singulares

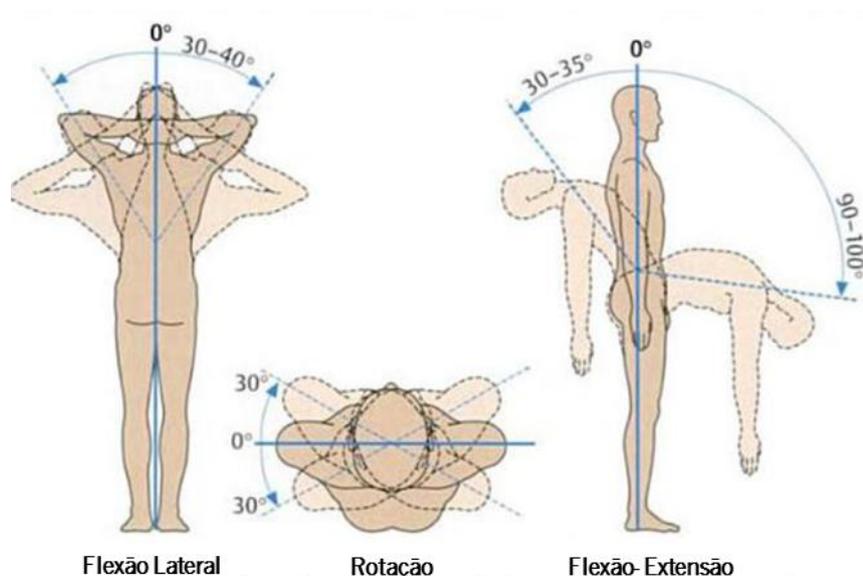


Figura 2.2- Mobilidade da coluna vertebral. (Adaptado de (47))

De facto, a coluna não é apenas composta por vértebras visto possuir outras estruturas como os discos intervertebrais, ligamentos, músculos, articulações e redes neurais e vasculares. No caso particular dos discos intervertebrais, estes são responsáveis pela ligação entre duas vértebras adjacentes possibilitando, deste modo, movimento, ainda que limitado, entre elas (45).

2.1.1. Vértebra

Ainda que dependendo da sua localização na coluna vertebral, todas as vértebras têm características em comum. De facto, todas elas são constituídas pelo corpo vertebral e pelos elementos posteriores (Figura 2.3). O primeiro é uma estrutura em forma de disco enquanto os elementos posteriores são compostos por diferentes estruturas, tais como: um arco vertebral, quatro processos articulares, dois transversos, um espinhoso, dois pedículos e, por último, duas lâminas. Importa ainda referir que entre a superfície superior e inferior existe um espaço denominado de forâmen vertebral que permite a passagem da medula espinhal (39).

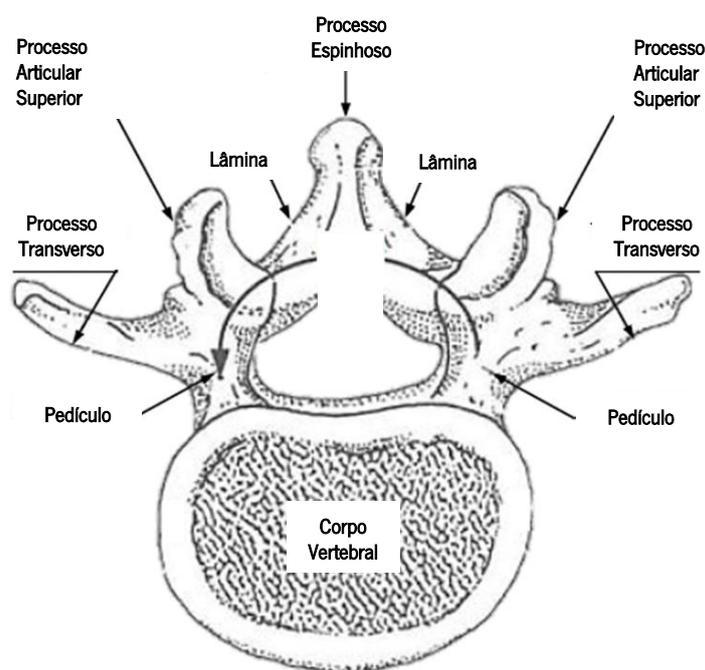


Figura 2.3- Vista superior de uma vértebra lombar. (Adaptado de (47))

Esmiuçando cada um dos elementos da vértebra, importa salientar que o corpo vertebral tem como principal função permitir o suporte de forças compressivas a que a coluna vertebral está normalmente sujeita, sendo que estas forças são aplicadas da parte superior para a parte inferior do corpo vertebral (49).

Relativamente aos quatro processos articulares, cada um deles termina numa superfície articular designada faceta, enquanto os dois processos transversos prolongam-se lateralmente no local onde a lâmina e o pedículo se unem. Por seu turno, o processo espinhoso mais não é que uma projeção na linha média e que tem a capacidade de se estender para trás em relação à junção das duas lâminas. Assim, torna-se imperativo referir que os dois processos, transversos e espinhoso, são ainda o local de ancoragem para a ligação, não só de músculos como também

de ligamentos. (39) Os processos articulares de duas vértebras adjacentes limitam o movimento das vértebras. A área de contacto entre dois processos articulares, designado de faceta articular, é coberta por cartilagem hialina.

Finalmente interessa mencionar que o tamanho e a massa da vértebra estão intimamente relacionados com a sua posição, aumentando desde a primeira vértebra cervical até à última lombar. Este fenómeno torna-se facilmente explicável pois a compressão a que as vértebras lombares estão sujeitas é superior quando comparado com as cervicais (45).

Vértebra Lombar

Como referido anteriormente, a região lombar é composta por cinco vértebras que se distinguem facilmente das restantes por exibirem corpos mais largos e espessos. De facto, a existência de corpos vertebrais mais largos e espessos e de discos intervertebrais é essencial para garantir a resistência da coluna aos diferentes movimentos a que esta estrutura está sujeita (50). Contudo, estes movimentos são reduzidos visto que, quando a superfície articular superior de uma vértebra se articula com a superfície articular inferior de outra, a forma como estas se organizam faz com que haja um aumento na resistência mecânica na parte inferior da coluna vertebral limitando a rotação destas vértebras (46).

As quatro primeiras vértebras lombares são muito semelhantes entre si, sendo que apenas a última apresenta algumas diferenças. Até à quarta vértebra, os processos articulares superiores encaixam na perfeição nos inferiores da vértebra imediatamente acima desta, limitando a rotação axial. Enquanto que os processos articulares inferiores da vértebra L5 são mais separados, permitindo uma maior amplitude de movimento em relação ao sacro (51).

Facetas articulares

As facetas articulares são formadas pela articulação entre os processos articulares superiores de uma vértebra e os processos articulares inferiores da vértebra acima desta. As facetas da região lombar têm uma superfície de contacto consideravelmente curva, onde as facetas inferiores são convexas e as facetas superiores são côncavas (8). As variações na sua forma e orientação limitam o movimento da coluna especialmente na rotação axial. Cada faceta é coberta de cartilagem hialina, que diminui a fricção entre elas, e as duas facetas são ligadas uma à outra por uma membrana sinovial (52).

Sacro

Tal como mencionado anteriormente, a região sacrococcígea é constituída pelo osso sacrado ou sacro (Figura 2.4) e pelo osso coccígeo. Nesta região encontram-se vértebras denominadas por vértebras sagradas (S1-S5) e que são bastante diferentes quando comparadas com as restantes, fundindo-se num único osso designado por sacro. Este osso caracteriza-se por ser largo e localiza-se na base da coluna vertebral sendo responsável pelo suporte da coluna lombar e pela transmissão das forças a que esta se encontra sujeita, desde a cintura pélvica até aos membros inferiores (52).

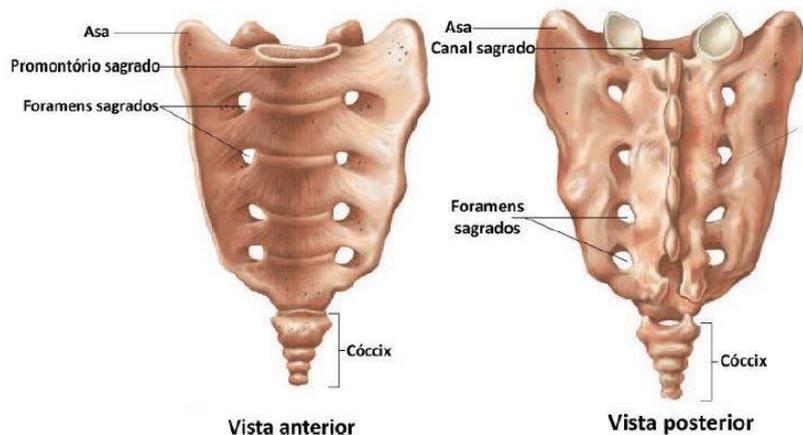


Figura 2.4- Vista anterior e posterior do sacro. (Adaptado de (46))

Relativamente ao sacro, importa ainda referir que os lados anterior e posterior do mesmo possuem quatro pares de forâmenes sagrados que permitem a passagem de nervos e vasos sanguíneos (47). Por outro lado, este osso articula-se com diferentes estruturas ósseas, nomeadamente com a última vértebra lombar, com uma porção ilíaca de cada lado e, por último, com o cóccix (osso de pequena dimensão que resulta da junção de quatro vértebras).

2.1.2. Disco Intervertebral

Existem vinte e três discos intervertebrais ao longo de toda a coluna vertebral. O disco intervertebral é uma estrutura cartilaginosa que se encontra entre duas vértebras e que contribui para a flexibilidade e suporte do peso da coluna vertebral, visto que estes são expostos a uma variedade considerável das cargas mecânica (53).

As diferentes curvaturas da coluna vertebral estão associadas à diferente altura do disco intervertebral.

Cada IVD é composto por um anel fibroso e por um núcleo pulposo. Esta estrutura tem as suas próprias propriedades estruturais e metabólicas e a sua composição muda significativamente durante o desenvolvimento, crescimento, envelhecimento e degeneração do mesmo (54).

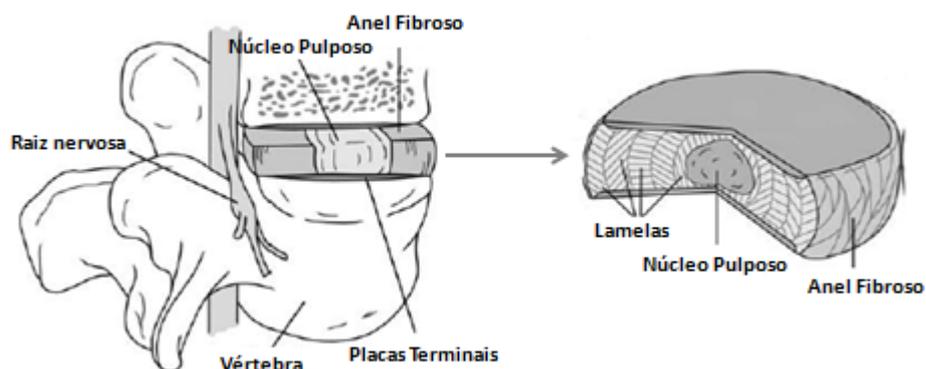


Figura 2.5- Composição do disco intervertebral. (Adaptado de (55))

Anel fibroso

O anel fibroso é mais rígido do que o núcleo pulposo, devido à presença de uma matriz porosa de elevada densidade na sua constituição. A sua composição bioquímica é à base de fibras de colagénio, mas também podem ser encontradas fibras de elastina e proteoglicanos. As principais funções biomecânicas do anel fibroso passam pelo suporte da pressão intradiscal (IDP) e orientação do movimento intervertebral.

A arquitetura do AF é altamente estratificada com várias camadas de fibras, denominadas de lamelas. Cada uma dessas camadas trabalha para suportar as duras condições mecânicas da coluna vertebral, em associação com os ligamentos da coluna.

As fibras ultraperiféricas do AF são bem organizadas e mais resistente a forças de tração, ou seja, após os esforços de flexão ou extensão, as fibras de elastina são essenciais para o retorno de toda a estrutura IVD à sua posição de pré-movimento (55).

Núcleo Pulposo

O núcleo pulposo (NP) constitui a parte macia do IVD e está localizado dentro da zona central deste. O NP é altamente hidratado visto possuir um gel com um alto teor em água e proteoglicanos (cujo principal objetivo é atrair água e dar ao núcleo a sua capacidade de inchamento). Nesse gel localizam-se também as fibras de colagénio (organizadas de forma aleatória) e as fibras de elastina (organizadas radialmente) (55).

O núcleo possui uma composição em água de 70 a 90%, que é maior no nascimento e tende a diminuir com a idade. O tamanho deste, bem como a sua capacidade de inchamento são maiores nas regiões lombar e cervical (56).

O núcleo pulposo possui duas regiões principais: o centro poroso solidificado e a área circundante do tipo gel. Na área central está presente o colagénio do tipo II e as fibras de elastina, que lhe conferem a consistência e mantêm a área circundante menos densa.

O NP é osmo-poro-visco-hiperelástico, o que significa que nem é exclusivamente um sólido nem um fluido, considerando-se portanto é um tecido bifásico (55).

A nutrição do NP ocorre principalmente através de difusão passiva e nutrientes (essencialmente oxigénio, a glucose, aminoácidos e sulfato) que são fornecidos para o disco através de sangue às margens do IVD (54).

Placas Terminais

As placas terminais cobrem superior e inferiormente o núcleo pulposo. As superfícies externas dos discos intervertebrais são ligadas às vértebras através de uma fina camada de cartilagem hialina, composta por proteoglicanos, colagénio e água.

A cartilagem das placas terminais atua como uma estrutura de ancoragem, cobrindo toda a extensão do NP e cerca de um terço do AF, mas também inclui alguns pontos de contato com a medula (55). Tendo em conta estas características, a cartilagem é a principal responsável pela troca de nutrientes com a vértebra adjacente (57).

A maioria dos problemas conhecidos que afetam o IVD tendem a iniciar, ou a envolver questões relacionadas, com a cartilagem das placas terminais. Por exemplo, no caso de calcificação, esta torna-se gradualmente impermeável, de modo que o fluxo de nutrientes é interrompido. Mais tarde, este efeito pode promover o aparecimento de fendas, o que irá aumentar novamente a permeabilidade, contudo o fluxo torna-se irregular (58) (59).

2.1.3. Ligamentos

Os ligamentos presentes na coluna têm como principais funções limitar o movimento fisiológico da mesma, proteger a medula espinhal ao impedir o movimento desta fora dos supracitados limites e auxiliar os músculos na sua estabilização (49). Na coluna é possível encontrar sete ligamentos: o ligamento longitudinal anterior (LLA) e posterior (LLP), o ligamento inter (LIS) e supraespinhoso (LSS), o ligamento flavo (LF), o ligamento intertransverso (LIT) e o ligamento capsular (LC).

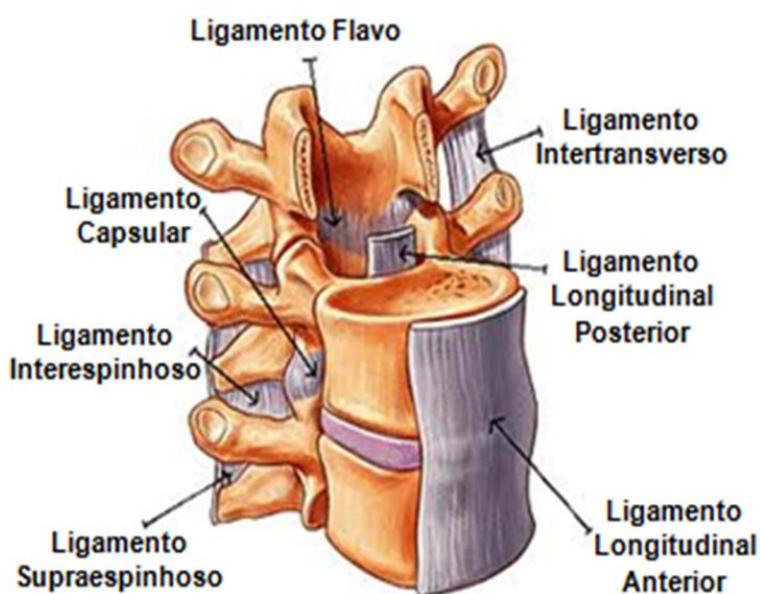


Figura 2.6- Representação de todos os ligamentos existentes na coluna. (Adaptado de (45))

Esses ligamentos podem ser classificados como intersegmentais (ligamentos que suportam várias vértebras juntas, como o LLA, LLP e LSS) e intrasegmentais (ligamentos que suportam vértebras individuais como o LIS, LF, LIT e LC).

O ligamento longitudinal anterior é um extenso e resistente feixe de fibras longitudinais que se estendem ao longo das faces anteriores dos corpos das vértebras e dos discos intervertebrais, desde o crânio até ao sacro. Serve para reforçar a estabilidade da coluna na sua porção anterior e limitar o movimento de extensão da coluna vertebral.

O ligamento longitudinal posterior é um ligamento laminar que se localiza dentro do canal vertebral justaposto à porção posterior dos corpos vertebrais, desde o osso occipital até ao sacro. A função do ligamento longitudinal posterior é estabilizar a coluna vertebral durante a flexão (60).

O ligamento flavo conecta a face anterior da lâmina superior com a face posterior da lâmina vertebral adjacente inferior. Este ligamento possui uma alta proporção de fibras elásticas amarelas, permitindo a separação das lâminas durante a flexão e extensão mas resistindo a uma grande separação. Outra das suas funções é auxiliar o retorno à posição de repouso, depois da flexão, devido à sua elasticidade.

Os ligamentos interespinhosos conectam os processos espinhosos adjacentes desde as suas bases até aos seus ápices. A principal função destes ligamentos é limitar o movimento durante a flexão lateral da coluna (61).

O ligamento supraespinhoso encontra-se ao longo da coluna vertebral desde a 7ª vértebra cervical até ao sacro, unindo os ápices dos processos espinhosos.

Os ligamentos supraespinhosos opõem-se à separação dos processos espinhosos durante a flexão da coluna vertebral, porém eles não atuam até que seja atingida metade da amplitude total de flexão. A menor resistência desses ligamentos ocorre durante os movimentos de torção (62).

Como o próprio nome indica, os ligamentos intertransversos são estruturas membranosas localizadas entre os processos transversos que se encontram lateralmente à coluna vertebral (45).

Por último, o ligamento capsular tem como localização as facetas articulares. O LC é responsável por restringir o movimento da coluna nas translações e rotações especialmente na rotação, visto que este movimento é o mais propício ao contacto entre facetas. A sua principal função é evitar o excessivo afastamento das juntas articulares. Devido à sua composição com base em elastina e colagénio, esta estrutura funciona também como amortecedor no contacto entre as facetas suportando a tensão gerada nas mesmas (63).

2.2. Doenças da coluna

Com o esforço, movimentos incorretos e idade a estrutura dos discos intervertebrais tem tendência a alterar-se, desidratando-se e modificando também a sua flexibilidade. Consequentemente, as vértebras aproximam-se, resultando no estreitamento dos orifícios de saída das raízes nervosas na coluna, sendo que ocorre ainda a diminuição da capacidade de absorção pelos IVDs podendo rasgar-se internamente.

Para além das lesões do disco, outros fatores podem contribuir para aumentar a intensidade da dor. As alterações das articulações entre vértebras, os ligamentos e os músculos podem contribuir para esse aumento.

A dor lombar é muito frequente, primeiramente porque é nessa região que se apoia a maior parte do peso corporal e por outro lado porque é nessa zona que se verifica uma maior quantidade de movimentos.

As doenças da coluna representam mais de 50% das causas de incapacidade física em idade laboral e são uma das principais causas de ausência no trabalho em todo o mundo.

As dores nas costas são a segunda maior causa, de visitas ao médico em Portugal, visto tanto homens como mulheres sofrem de dores nas costas, surgindo esta geralmente entre os 25 e os 60 anos (64).

2.2.1. Principais doenças da coluna

Como principais doenças da coluna encontram-se a escoliose, a hérnia discal, a doença discal degenerativa, a espondilartrose e estenose lombar. Também as lesões da coluna por traumatismo ou tumores são relativamente comuns.

Escoliose

A escoliose é uma deformação em que existe uma curvatura lateral da coluna, fazendo com que o corpo fique assimétrico. Esta deformação deriva de fatores genéticos, problemas neuromusculares ou comprimento desigual dos membros inferiores, mas o mais comum são as escolioses de causa desconhecida (idiopáticas), que se manifestam ainda na infância. Quando necessário, a única maneira de a corrigir é através de cirurgia (65).

Hérnia discal

Durante os movimentos do tronco nas várias direções a pressão nos discos da coluna torna-se irregular. A repetição destes movimentos, especialmente se o movimento for brusco pode causar lesões no IVD. Após várias destas lesões e com o avanço da idade, podem surgir ruturas na parte externa do disco e o seu interior pode exteriorizar-se por essas fendas, produzindo uma hérnia discal (66).

Doença discal degenerativa

A doença discal degenerativa é um processo que conduz a uma alteração da estrutura do disco intervertebral e secundariamente a um colapso deste, muitas vezes associado a dores lombares e nos membros.

Pode ser resultado do processo natural de envelhecimento, que provoca a perda de flexibilidade, elasticidade e também a capacidade de absorção do choque. Esta alteração na

capacidade de absorção ocorre devido à perda progressiva de água que faz com que os discos percam a sua capacidade de atuarem como amortecedores (67).

Espondilartrose

Da mesma forma que as várias articulações do corpo sofrem de processos de desgaste/envelhecimento conhecidos por artroses, também às articulações entre as vértebras sucede o mesmo. A artrose das articulações intervertebrais chama-se espondilartrose ou espondilose e pode causar crises dolorosas muito intensas, normalmente associadas a fenómenos inflamatórios.

Na espondilartrose observa-se vulgarmente a associação de discartrose (degenerescência do disco), artrose das articulações posteriores (chamadas interfacetárias) e de osteofitose que significa o desenvolvimento de “esporões” ósseos nas vértebras, muito conhecidos como *bicos de papagaio*, por a eles se assemelharem nas radiografias da coluna (68).

Estenose Lombar

Estenose lombar é o estreitamento do canal vertebral na região lombar. O canal vertebral contém a medula espinhal desde a porção cervical até a porção lombar alta. A porção média e a inferior do canal lombar contém as raízes nervosas da chamada cauda equina. O canal estreito pode comprimir estas raízes e determinar sinais e sintomas neurológicos (69).

2.2.2. Tratamentos

Quando surgem problemas na coluna, quer sejam devido a lesões, à idade ou a deformação, as opções de tratamento devem focar-se na fonte do problema, com a preocupação de condicionar o menos possível o normal desenrolar da vida dos doentes. Medicação, fisioterapia ou mudanças de estilo de vida podem tratar com sucesso os problemas. No entanto, para muitas pessoas a cirurgia pode ser a melhor opção para tratar a dor, aliviar a compressão nervosa ou corrigir a deformação.

No tratamento da escoliose é implantado ao longo da coluna um dispositivo que vai corrigir a curvatura da mesma. O tipo de metal do aparelho é escolhido pelo cirurgião de acordo com a severidade da doença e os objetivos de correção. Este tratamento limita o movimento.

A hérnia discal pode atualmente ser tratada com a implantação de um disco protético inserido entre as vértebras. Nesta cirurgia o disco alterado é removido na totalidade e substituído por um “disco” artificial.

No caso da doença discal degenerativa têm sido utilizadas técnicas de fusão, IDET, substituições de disco, células estaminais e hidrogéis.

Fusão

A cirurgia espinal de fusão permite remover a pressão dos nervos que provocam dor. A fusão espinal acontece quando o tecido ósseo cresce entre as vértebras, interrompendo a movimentação na região reduzindo a dor. Durante a cirurgia, o cirurgião pode aliviar a compressão nervosa removendo o disco (discectomia) ou aliviando a pressão do nervo ao aparar ou remover a lâmina da vértebra (laminectomia). Os parafusos são posicionados nos pedículos da vértebra, um de cada lado. Nos últimos passos da cirurgia, é implantado o enxerto ósseo (pequenas lascas de osso) ao longo da vértebra a ser fundida ou dentro e ao redor do dispositivo que foi posicionado entre as vértebras (70). Este método tem uma taxa de sucesso relativamente elevada no alívio da dor a curto prazo, no entanto, estudos de acompanhamento a longo prazo mostram que a alteração na biomecânica e cinemática do segmento tratado afeta os níveis adjacentes. Um aumento inicial da pressão intradiscal e das pressões ao nível das placas terminais pode contribuir para uma degeneração em cascata (71).

Terapia eletromagnética intradiscal

A IDET é um método minimamente invasivo no alívio da dor. Neste método o médico aplica uma radiofrequência que é transmitida para dentro do disco lesado através de agulhas, causando a contração do núcleo pulposo e descomprimindo o disco (70).

Substituição total do disco

A Substituição total do disco (TDR) é um possível tratamento para aliviar a dor lombar que se tornou comum na última década e que promete restaurar a cinemática e a biomecânica do segmento lesado. Os TDRs como *Charite* e *Prodisc*, ambos baseados no *design* de metal-polímero, ainda não melhoraram significativamente os resultados clínicos em comparação com a fusão. Mas, ainda não solucionaram questões como a sobrecarga nas facetas e o desgaste, dificultando a aplicação generalizada desta nova técnica. Por outro lado, os defensores das próteses de disco teorizam que a "estabilização dinâmica" do segmento de movimento proporciona alívio da dor, mantendo algum movimento e diminui a taxa de degeneração do segmento adjacente proporcionando melhores resultados a longo prazo (72) (73).

Atualmente têm sido estudados diferentes tipos de abordagens como a injeção direta de fatores de crescimento, vetores virais e células estaminais (74) (75) que procuram estimular a proliferação e produção de matriz extracelular. Estes métodos têm sido questionados devido ao baixo teor de oxigênio e pH no interior do disco que não facilitam o metabolismo celular. Por outro lado, têm surgido os hidrogéis entre outros biomateriais que se propõem a apoiar a regeneração do disco (76).

3. Sistemas Multicorpo

3.1. Embriogénese de Sistemas Multicorpo

Foi nos tempos mais remotos que o homem encontrou o primeiro sistema multicorpo ao utilizar as rodas para o transporte de pedras pesadas.

Foram necessários milhares de anos até que o homem encontrasse uma explicação científica para os fenómenos mecânicos. As primeiras tentativas conhecidas remontam ao século IV aC, onde os dispositivos mecânicos desse tempo eram extremamente simples e o conhecimento da mecânica era bastante limitado. Alguns cientistas como Arquimedes (287-212 aC), e Aristóteles (384-322 aC) tentaram explicar o movimento mas à semelhança da maioria dos filósofos gregos, estes preocupavam-se apenas com a questão: “porque é que ocorreu um fenómeno físico” o que levou a que só no período renascentista os filósofos se comesçassem a questionar sobre como tinha acontecido.

Depois de Aristóteles e, desde Galileu até a Einstein, muitos foram os cientistas que desenvolveram a mecânica com grandes descobertas, descobertas essas que mudaram a nossa compreensão e conceção teórica de mundo (77).

Após mais de cem anos de desenvolvimento no que toca à ciência das máquinas e mecanismos é vasto o leque de técnicas, analíticas, gráficas, numéricas e empíricas de ampla utilidade e que prestam grande auxílio na análise e síntese de mecanismos.

Em meados dos anos setenta do século passado, surgiram os primeiros programas computacionais com aplicação específica à cinemática e dinâmica de mecanismos.

Nas duas décadas seguintes, e até aos dias de hoje, os programas comerciais foram alvo de melhoramentos significativos, nomeadamente em relação à compatibilidade com programas de desenho auxiliado por computador, o que facilita a modelação de vários parâmetros. A simulação e visualização dos movimentos com graus de complexidade distintos tornou-se, assim, mais clara trazendo consigo a vantagem de permitir observar e conhecer o funcionamento dos mecanismos sem necessidade de recorrer à construção de protótipos físicos (77).

3.2. Sistemas Multicorpo e Juntas

Um sistema multicorpo é definido como um conjunto de dois ou mais corpos ligados uns aos outros por juntas e atuados por forças como a gravitacional ou outras (78).

Um corpo pode ser rígido ou flexível e é composto por uma coleção de pontos materiais. Um corpo é dito rígido, quando as suas deformações são consideradas pequenas não afetando o movimento global, produzido pelo mesmo. Por sua vez, um corpo diz-se flexível, quando a forma do seu corpo pode alterar com a dinâmica interna (78).

A junção de dois corpos que compõem um sistema multicorpo é chamada de par cinemático, junta ou simplesmente articulação. A junta permite certos graus de liberdade, movimento relativo, e impede ou restringe outros. Uma junta de classe I permite um grau de liberdade, uma de classe II permite que dois graus de liberdade, e assim por diante (79).

Por exemplo, uma junta revoluta (R) é uma junta de classe I que só permite uma rotação relativa. Em múltiplos corpos planares, as juntas mais utilizadas são a revoluta (R) e a prismática (P), que permitem uma rotação relativa e uma translação, respetivamente. Em múltiplos corpos tridimensionais as juntas cilíndricas (C), esféricas (S), universais (U) e helicoidais (H) são também utilizadas. Por vezes, os elementos de um multicorpo não têm contato direto um com o outro, estando interligados através de elementos de transmissão de força. Estes elementos de transmissão de força que podem ser molas, amortecedores, atuadores ou forças externas estão associados ao movimento relativo dos corpos (79).

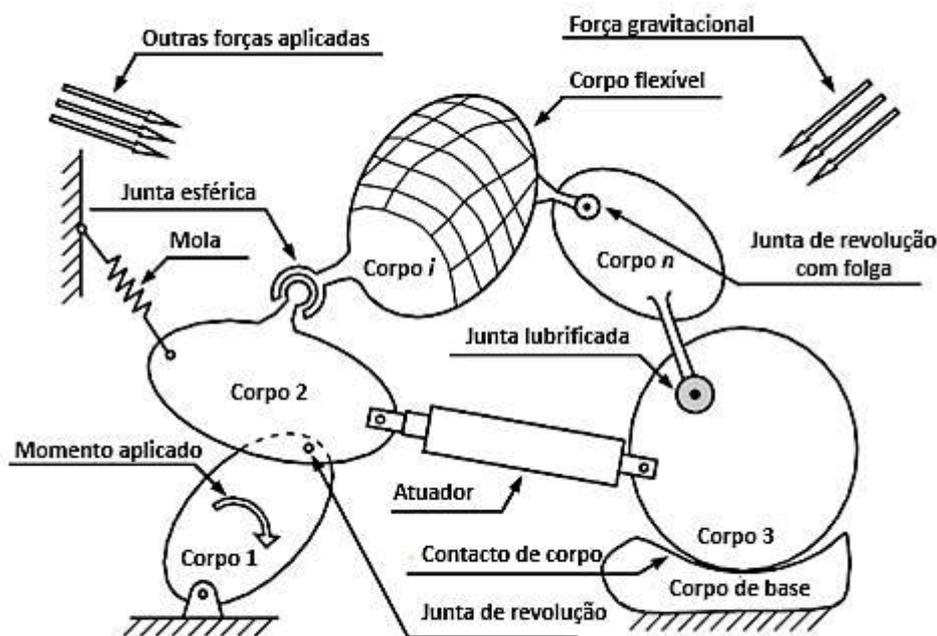


Figura 3.1- Representação de um sistema de vários corpos com os componentes mais importantes: corpos, juntas e forças (Adaptado de (78)).

O uso de ferramentas assistidas por computador, como a simulação cinemática e dinâmica emergiu como uma poderosa ferramenta para a análise e projeto de sistemas multicorpo em variados campos, tais como: mecanismos, veículos automóveis, veículos espaciais, robôs, máquinas industriais, satélites, biomecânica entre outros (78).

A abordagem cinemática permite analisar as posições, velocidades e acelerações de cada corpo a cada instante, sem considerar as causas envolvidas. Com abordagem dinâmica é possível determinar o movimento de um sistema, considerando as forças produzidas (79).

A cinemática e a dinâmica dos sistemas multicorpo é uma parte importante daquilo que conhecemos como CAE (Engenharia Assistida por Computador). A vantagem das simulações de computador realizadas por ferramentas CAE, é que estas permitem prever o comportamento cinemático e dinâmico de todos os tipos de sistemas multicorpos em grande detalhe durante todas as fases de concepção, desde o projeto até aos protótipos finais. A análise assistida por computador é, como se pode constatar, uma ferramenta auxiliar de grande valor em qualquer fase de concepção pois fornece uma quantidade suficiente de dados que permitem ao engenheiro estudar a influência dos diferentes parâmetros do projeto, através de um elevado número de simulações efetuadas de forma rápida e económica (79).

Recentemente, devido à sua grande versatilidade, este tipo de programas têm recebido uma atenção especial, sendo que o aumento da quantidade de programas desenvolvidos e vendidos no mercado do *software* de engenharia são uma prova disso mesmo. Este fenómeno é bastante semelhante ao produzido pelo método de elementos finitos na década de setenta.

3.3. Software de Simulação: Working Model

Para a realização deste projeto escolheu-se o *software* Working Model ® 4D cuja principal funcionalidade prende-se com a simulação do sistema multicorpo.

O Working Model 4D é um programa de simulação dinâmica que combina uma tecnologia de simulação de cinética avançada com recurso a ferramentas de processamento robusto mas mantendo uma edição fácil.

O seu mecanismo de simulação fornece uma tradução da mecânica newtoniana do mundo real para os computadores, enquanto a interface gráfica facilita a experimentação de vários cenários e situações.

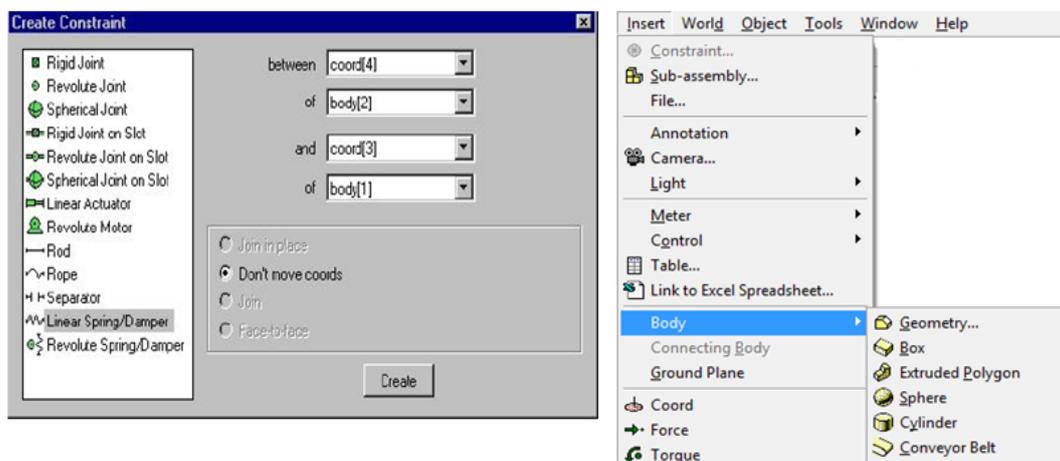


Figura 3.2- Importação de corpos no software Working Model 4D.

O conceito de funcionamento do Working Model 4D, na ótica do utilizador, é muito simples, permitindo definir restrições (por exemplo: motores, molas e juntas), corpos rígidos (existentes no programa como: cilindros, esferas, cubos...) ou então, importar corpos a partir de outros *softwares*, tais como: Solid Edge, SolidWorks e AutoCAD (80).

O motor de simulação desta ferramenta permite ao utilizador ajustar a precisão da mesma, através do cálculo do movimento dos corpos que interagem por meio de técnicas avançadas de análise numérica sob uma variedade de restrições e forças.

Além das juntas habituais introduzidas pelo utilizador, como juntas rígidas, juntas revolutas e esféricas, juntas de translação, cordas, separadores, molas e amortecedores, também é possível simular as interações de vários corpos, como colisões, gravidade e condições de carga externa (atuadores, forças e binários) (80).

Cada corpo possui um conjunto de propriedades físicas que podem ser definidas pelo usuário, tais como massa, coeficiente de restituição, coeficiente de atrito, posições e velocidades. Estas propriedades podem ser definidas por entrada numérica ou por expressões analíticas.

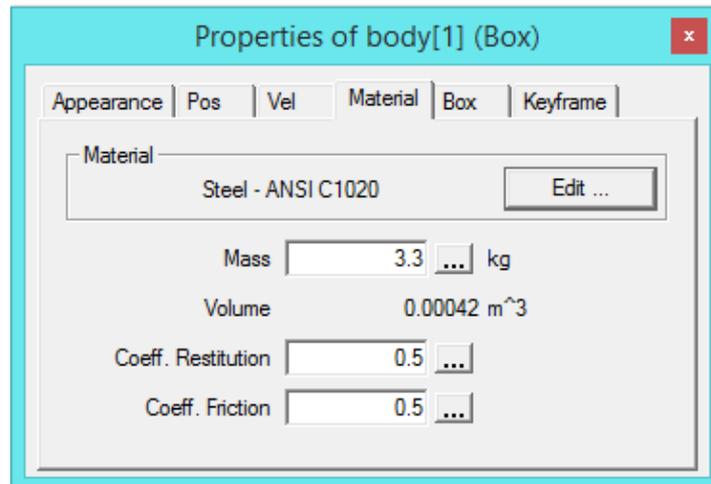


Figura 3.3- Exemplo das propriedades físicas definidas para cada corpo.

O usuário pode criar medidores para verificar os dados que são gerados durante a simulação. É ainda possível medir velocidade, aceleração, posição, momento, orientação, velocidade e aceleração angular, força, binário, atrito e contato em praticamente qualquer sistema de unidades.

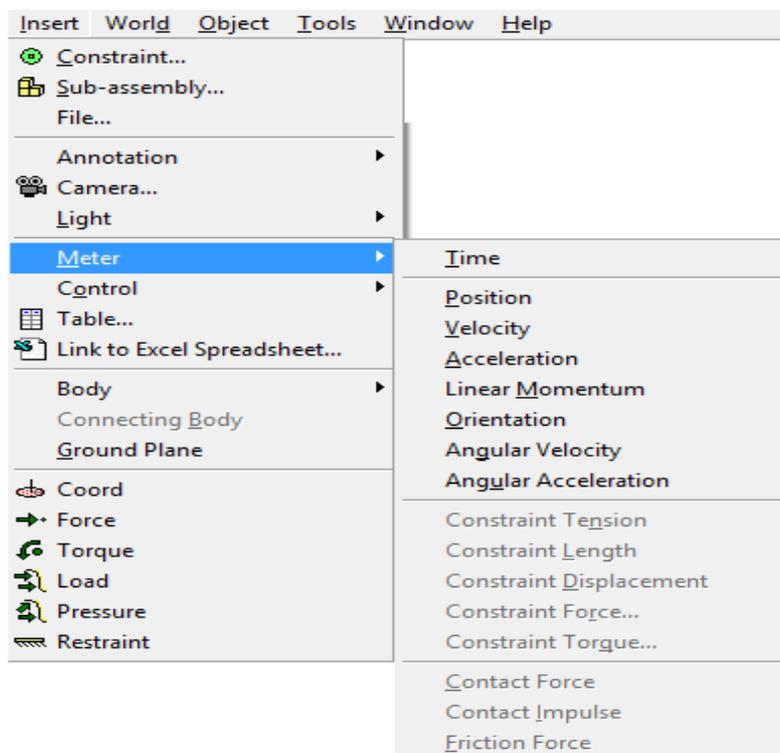


Figura 3.4-Lista de todos os medidores possíveis de serem escolhidos pelo utilizador.

Estes dados podem ser exportados em formato txt ou xls ou em formato de vídeo.

Para simular o movimento do sistema, o usuário dispõe de técnicas de integração de Euler ou Kutta-Merson, pode-se dizer que o método de Kutta-Merson é mais preciso em relação ao método de Euler. Porém, o último método mencionado é mais veloz, o que torna-o mais apropriado quando se pretende apenas uma breve déia do funcionamento do sistema. Pode ainda ajustar os níveis de erro/precisão. (80)

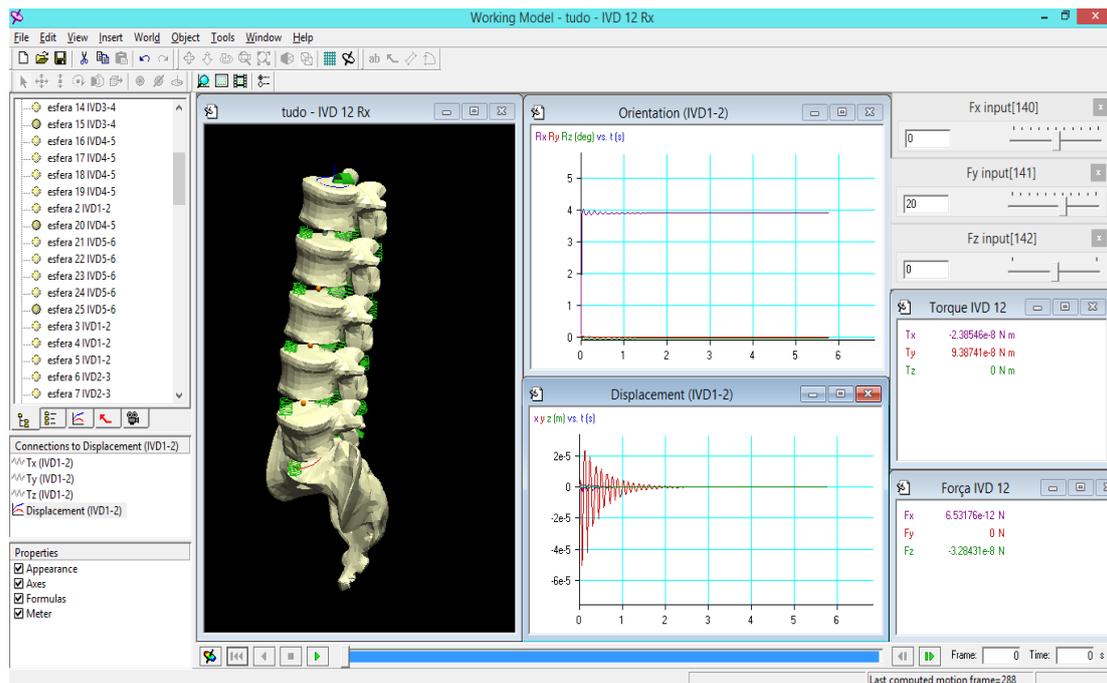


Figura 3.5- Janela principal do software Working Model 4D.

O *software* Working Model foi descontinuado, sendo que hoje em dia já não se encontra no mercado. A empresa que o detinha, dividiu-se e dessa divisão nasceram dois novos *softwares* muito semelhantes ao Working Model, o MSC visualNastran desktop e o SimWise. Ambos foram evoluindo e, graças a todas as atualizações sujeitos até hoje, tornaram-se programas reconhecidos tanto a nível industrial, como a nível académico e investigacional.

3.3.1. MSC visualNastran desktop

Este *software* pertencente à MSD *Software*, foi projetado especificamente para utilizadores e empresas de médio porte com base nos requisitos de diversas pessoas das mais diferentes áreas.

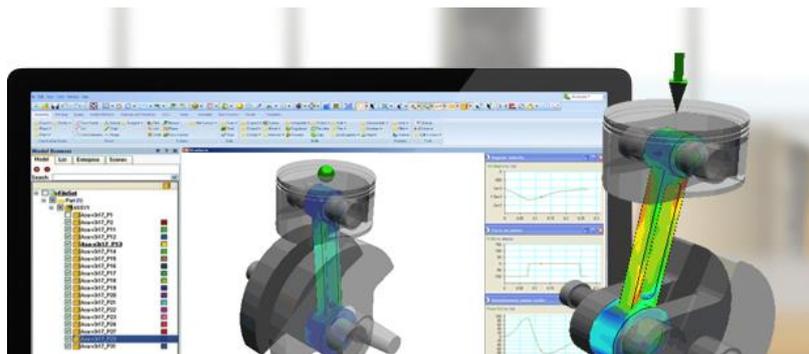


Figura 3.6- Apresentação do Software MSC visualNastran desktop. (Adaptado de (81))

O MSC visualNastran desktop oferece acesso de baixo custo às principais soluções de engenharia assistida por computadores da MSC Nastran. Esta solução permite às empresas manterem os seus custos controlados e ainda tirar proveito das melhores soluções de simulação (81).

3.3.2. SimWise

O SimWise 4D nasceu quando a DST adquiriu uma licença da MSC *Software Corporation* para o produto MSC VisualNastran 4D. O *software* traçou as suas raízes a partir do *software* Working Model 3D desenvolvido pela Knowledge Revolution, que foi adquirida pela MSC em 1999, e que se tornou Workin Model 4D depois de incluir recursos FEA (82).

SimWise4D
Integrated Motion and Stress Analysis

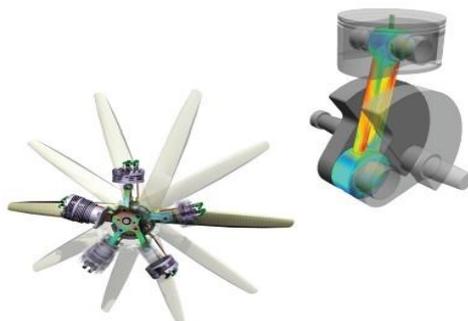


Figura 3.7- Apresentação do software SimWise 4D. (Adaptado de (82))

O *software* SimWise 4D da Design Simulation Technologies (DST) foi criado especialmente para profissionais de engenharia, com o propósito de auxiliar no desenvolvimento de produtos que permitissem a junção de conjuntos de peças 3D.

O SimWise 4D é a combinação do SimWise Movimento, que fornece simulações cinemáticas e dinâmicas 3D e o SimWise FEA, que fornece uma análise estática linear, permitindo calcular deslocamentos, deformações, tensões e forças de reação sob o efeito de cargas aplicadas, resultando num produto perfeitamente integrado para simulações mecânicas.

Com o SimWise 4D é possível simular a dinâmica do corpo rígido, os tamanhos dos componentes, determinar a interferência das peças e a resposta à colisão, identificar tensões induzidas pelo movimento, produzir animações com base na física, e testar os sistemas de controle (82).

4. Modelo da Coluna Lombar em Multicorpo

4.1. Descrição do modelo

O modelo multicorpo é composto por 6 vértebras, 5 lombares e o sacro, interconectadas por 50 elementos não-lineares de Maxwell (mola-amortecedor em série) que representam os 20 ligamentos mais importantes e 5 discos intervertebrais.

As vértebras foram modeladas no WM como corpos rígidos, e a massa de cada uma, bem como a sua posição global foi encontrada na literatura. De seguida, foi necessário encontrar as posições relativas a cada par de vértebras, dos ligamentos e as suas propriedades mecânicas: equações para as constantes de mola, comprimento natural e pré-tensão.

Os discos intervertebrais foram os últimos a ser tratados, a sua localização foi também encontrada na literatura e foram criadas equações para simular cada um dos seus movimentos, referentes aos 6 graus de liberdade que este possui.

4.2. Sistema espacial de referência

O sistema espacial de referência usado neste trabalho é apresentado na Figura 4.1, e é nada mais nada menos que o sistema inerente ao *software* utilizado.

O sistema de eixos está colocado no chão ao nível dos calcanhares, a meio do pé e exatamente no meio dos membros inferiores com altura máxima no crânio.

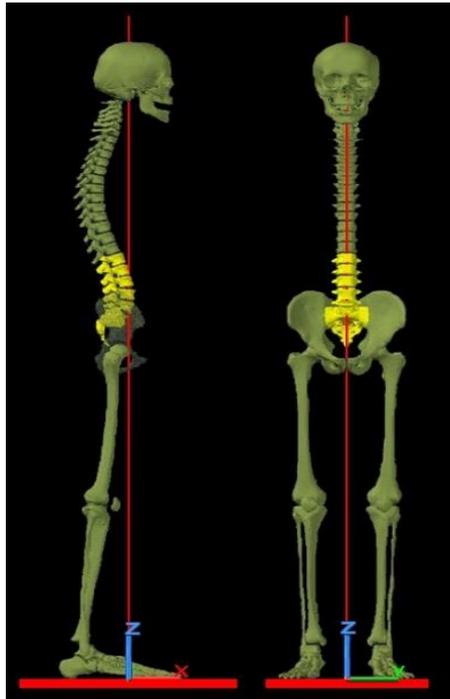


Figura 4.1- Sistema espacial de referência utilizado no presente trabalho.

Para melhor visualizar o sistema de eixos, e explicar os momentos e forças a que o modelo foi submetido, é apresentado na Figura 4.2 um *motion segment*. Um MS é constituído por 2 vértebras, o respetivo disco intervertebral e 6 graus de liberdade, 3 de rotação e 3 de translação, segundo os eixos XX, YY e ZZ.

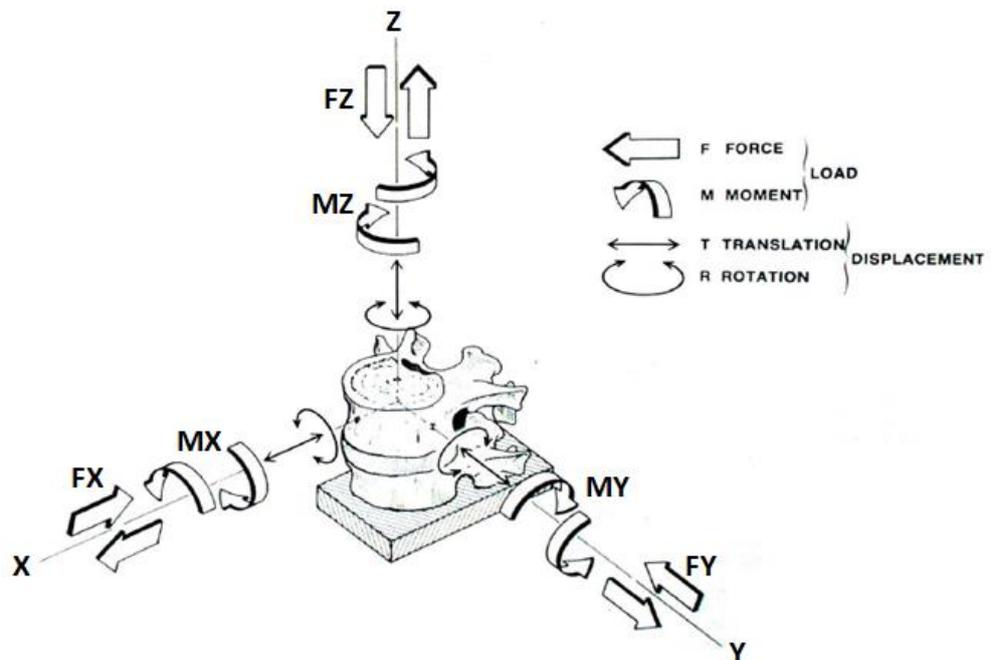


Figura 4.2- Ilustração do sistema de coordenadas tridimensional. O eixo dos X têm a direção antero-posterior, o eixo Y é dirigido para a esquerda e é perpendicular ao plano sagital enquanto que o eixo Z é na direção vertical. As setas em arco representam os momentos puros: MX= Flexão Lateral direita e esquerda, MY= Flexão- Extensão, MZ= Rotação axial direita e esquerda. As setas retas mostram as translações FX= Anterior-Posterior, FY=Esquerda-Direita, FZ=Superior-Inferior. (Adaptado de (100))

4.3. Vértebra

As vértebras usadas para o modelo multicorpo foram selecionadas de um modelo humano 'standard' de 1,80m de altura e foram obtidas da internet, de um site *free data sharing*, tendo sido introduzidas no modelo WM na forma de corpos rígidos. Por seu turno, as massas de cada uma das vértebras foram escolhidas com base no trabalho de Keller et al (83).

Todos os ângulos e posições, em relação ao centro de massa, foram determinados com a exceção do sacro, visto que para este, foram mantidas as posições e ângulos originais.

Em relação ao cálculo dos ângulos das vértebras, L1 à L5, foi realizado um estudo com base em duas radiografias e três imagens de ressonância magnética, através das quais se calculou o ângulo em relação à linha do eixo horizontal XX. No que diz respeito às posições, estas foram obtidas através de cálculos relacionados com a espessura do IVD (45).

A Tabela 4.1. apresenta os ângulos, posições e massas referentes a cada uma das vértebras.

Tabela 4.1- Ângulos, posições e massas referentes a cada vértebra da coluna lombar. (45)

Vértebra	Ângulo (°)			Posição (m)			Massa (kg)
	X	Y	Z	X	Y	Z	
L1	0	-8,5	0	-0,032	0	1,17307	0,17
L2	0	-6	0	-0,0315	0	1,13675	0,17
L3	0	-5	0	-0,025	0	1,09858	0,114
L4	0	-5	0	-0,018	0	1,06292	0,114
L5	0	15	0	-0,014	0	1,02479	0,114
S1	0	-1,7	0	-0,0333	0	0,98299	6

4.4. Ligamentos

Os ligamentos são tecidos moles que ligam dois ou mais ossos mantendo-os juntos e que possuem várias funções importantes para a estabilidade geral da coluna.

Os ligamentos têm um papel preponderante no que toca a alguns movimentos da coluna, como a flexão e as rotações, pois ajudam a limitar o seu movimento, mantendo a geometria do conjunto mecanicamente estável (84). Cumulativamente são importantes na absorção de energia durante situações normais e traumáticas (85), através do desenvolvimento de tensão no ligamento.

Outra função do ligamento é a propriocepção, um movimento arco reflexo que é causada pela estimulação dos mecanoreceptores dos ligamentos (86) (87) e serve para proteger contra os movimentos extremos. Para além disso, os ligamentos podem adaptar-se, como o osso e outros tecidos humanos, a variações mecânicas impostas pelo ambiente circundante como resultado de danos, doenças ou exercício (88) (89).

4.4.1. Morfologia dos Ligamentos

Os ligamentos, como todos os tecidos moles do corpo humano, possuem um elevado teor em água (55% a 65%), responsável pelas suas propriedades viscoelásticas. Estas estruturas são constituídas principalmente por colagénio do tipo I e III (70-80% do peso seco do ligamento), elastina (10-15% de peso seco do ligamento) e proteoglicanos (1-3% do peso seco do ligamento) (7).

No entanto, o conteúdo de cada tipo de fibras varia de acordo com o ligamento em questão, sendo que a maioria dos ligamentos, como o LLA e o LLP apresentam uma constituição dentro dos parâmetros acima referidos. O ligamento Flavo é a exceção visto ser constituído aproximadamente por 80% de elastina e 20% de colagénio, tornando-se o ligamento mais elástico no corpo humano (90).

Estes tecidos conjuntivos fibrosos têm uma estrutura altamente hierárquica, representada na Figura 4.3, que determina o seu comportamento mecânico. Estas estruturas complexas consistem em fibras, que por sua vez contém fibrilas. As fibrilas são formadas por um conjunto de subfibrilas e de microfibrilas.

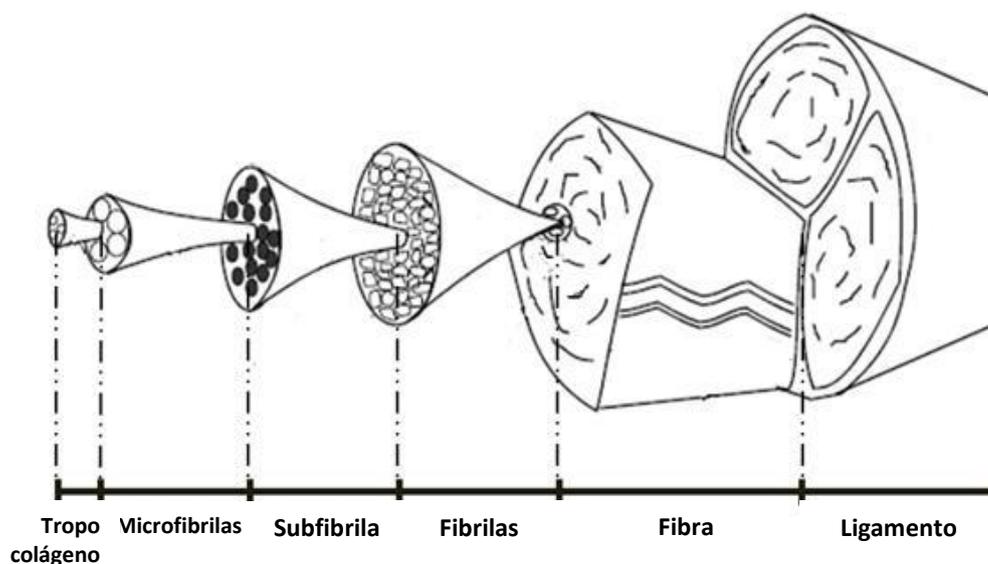


Figura 4.3- Diagrama esquemático da hierarquia estrutural dos ligamentos (Adaptado (106))

Os dois tipos de fibras, elastina e colagénio, têm características diferentes em relação à sua organização e sua contribuição para a resposta mecânica do ligamento. As Fibras de elastina são organizadas e arranjadas de forma aleatória e são responsáveis pela flexibilidade do ligamento, enquanto que as fibras de colagénio estão dispostas de uma forma mais regular conferindo-lhe força (39).

4.4.2. Comportamento Mecânico do Ligamento

O conhecimento sobre as propriedades mecânicas dos ligamentos é um requisito fundamental para compreender a função normal da coluna vertebral. Os ligamentos são estruturas eficazes no transporte de cargas ao longo da direção das fibras e resistem às forças de tração.

As características mecânicas dos ligamentos são definidas pela sua rigidez.

Uma característica importante destas curvas é a sua não-linearidade. Para quantificar esse comportamento, a curva é dividida em três regiões:

- Zona Neutra: O deslocamento para além da posição neutra, devido à aplicação de uma pequena força. Nesta zona um pequeno aumento da carga determina uma grande deformação do ligamento e a sua rigidez corresponde principalmente à rigidez da rede de elastina. (91)

- Zona elástica: O deslocamento desde a zona neutra até ao limite fisiológico. Nesta região as fibras de colagénio começam a orientar-se e é necessária mais força para deformar o ligamento.

- Zona plástica: Da zona elástica e até que a falha ocorra. Na última região, as fibras do ligamento começam a danificar-se e conseqüentemente a rigidez do ligamento começa a diminuir. Se a carga continuar a aumentar, as fibras começam a falhar e é observado um decréscimo na resistência do ligamento, como se comprova na Figura 4.4.

As zonas neutra e elástica combinadas constituem a faixa fisiológica de movimento (49) (92).

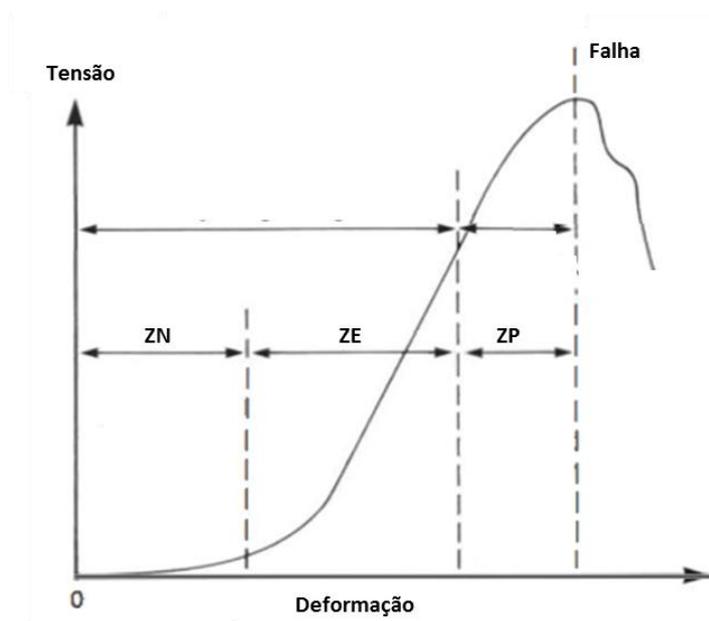


Figura 4.4—Típica curva tensão-deformação de um ligamento, obtida numa máquina de ensaios de materiais (Adaptado de (49)).

Como resultado da morfologia do ligamento e da sua resposta mecânica, o ligamento é modelado como uma estrutura não-linear, que pode ser simulado através da utilização de dois elementos básicos: molas (comportamento elástico) e amortecedores (comportamento viscoso) (39).

4.4.3. Posição dos Ligamentos

A localização dos ligamentos teve por base o trabalho de Joana (45), onde se utilizaram cinco ligamentos, ligamento anterior, posterior, flavo, interespinhoso, supraespinhoso, tendo estes dois últimos sido simulados como um só.

Os ligamentos foram ajustados a cada uma das vértebras, e nas seguintes tabelas são apresentadas as posições globais de cada um.

Tabela 4.2- Coordenadas globais que definem a posição do ligamento Longitudinal Anterior em metros.

Vértebra	Ligamento Longitudinal Anterior					
	X	Y	Z	R _x	R _y	R _z
L1	-0,00846794	0	1,16445	0	-8,5	0
L2	-0,00621584	0	1,15449	0	-6	0
	-0,00239905	0	1,12774	0	-6	0
L3	-0,00049343	0	1,11679	0	-5	0
	0,00493552	0	1,08915	0	-5	0
L4	0,00767708	0	1,07922	0	-5	0
	0,0100303	0	1,05232	0	-5	0
L5	0,0113915	0	1,03455	0	15	0
	0,00414454	0	1,0075	0	15	0
S1	0,0014176	0	0,993024	0	-17	0

Tabela 4.3- Coordenadas globais que definem a posição do ligamento Flavo em metros (continuação).

Vértebra	Ligamento Flavo					
	X	Y	Z	R _x	R _y	R _z
L1	-0,0514583	0	1,16207	0	-8,5	0
L2	-0,0487103	0	1,13595	0	-6	0
	-0,0473514	0	1,12302	0	-6	0
L3	-0,0415244	0	1,09814	0	-5	0
	-0,0403913	0	1,08519	0	-5	0
L4	-0,034624	0	1,06247	0	-5	0
	-0,0338396	0	1,0535	0	-5	0
L5	-0,0328217	0	1,03066	0	15	0
	-0,0350993	0	1,02216	0	15	0
S1	-0,0351014	0	1,01368	0	-1,7	0

Tabela 4.4- Coordenadas globais que definem a posição do ligamento Longitudinal Posterior em metros (continuação).

Vértebra	Ligamento Longitudinal Posterior					
	X	Y	Z	Rx	Ry	Rz
L1	-0,0411202	0	1,15967	0	-8,5	0
L2	-0,0387215	0	1,14806	0	-6	0
	-0,0342342	0	1,1245	0	-6	0
L3	-0,0322136	0	1,10989	0	-5	0
	-0,0276836	0	1,0868	0	-5	0
L4	-0,0242373	0	1,07512	0	-5	0
	-0,0220135	0	1,05143	0	-5	0
L5	-0,0206138	0	1,03755	0	15	0
	-0,0224787	0	1,01536	0	15	0
S1	-0,0224782	0	1,00854	0	15	0

Tabela 4.5- Coordenadas globais que definem a posição do ligamento Inter e Supraespinhoso em metros.

Vértebra	Ligamento Inter e Supraespinhoso					
	X	Y	Z	Rx	Ry	Rz
L1	-0,0716922	0	1,14546	0	-8,5	0
L2	-0,0718561	0	1,1246	0	-6	0
	-0,0686084	0	1,10731	0	-6	0
L3	-0,0654197	0	1,08608	0	-5	0
	-0,0597287	0	1,0687	0	-5	0
L4	-0,0595969	0	1,05416	0	-5	0
	-0,055569	0	1,03632	0	-5	0
L5	-0,0586393	0	1,02549	0	15	0
	-0,0564856	0	1,01699	0	15	0
S1	-0,0531634	0	1,01179	0	-1,7	0

4.4.4. Equações do movimento para os ligamentos

Carina (93) analisou vários dados publicados no âmbito dos ligamentos e optou pelos dados fornecidos por Chazal et al (94). No trabalho de Chazal foram utilizados 43 ligamentos da coluna vertebral de cadáveres humanos frescos. Estes foram depois sujeitos a ensaios de tração realizados com uma máquina de teste. Para escolher a curva de cada ligamento, optou-se por dados sobre a parte lombar de indivíduos mortos com a mesma idade (cerca de 63 anos). Para

a coluna lombar, Chazal testou o ligamento interespinhoso e supraespinhoso em conjunto, razão pela qual optamos por simular sempre em conjunto os ligamentos em questão.

A Tabela 4.6 mostra os pontos utilizados para a formação da curva força-deformação de cada ligamento.

Tabela 4.6- Alguns pontos da curva força-deformação de cada ligamento lombar. (94)

LLA		LF		LLP		LIS-LSS	
Força (N)	Alongamento (m)						
0	0	0	0	0	0	0	0
60	0,002	75	0,0016	60	0,0009	60	0,0016
450	0,0044	315	0,0038	330	0,0036	270	0,0034
520	0,0065	340	0,0048	360	0,0042	300	0,0044

Os ligamentos foram modelados no WM como elementos de mola e as equações para as modelar tiveram por base o trabalho de Chazal (94).

A direção e magnitude da força da mola é determinada pela distância entre os seus 2 pontos finais. As características da força da mola podem ser definidas através da equação de força e da constante da mola. A equação padrão para a força é $F = -kx$ em que x é a diferença entre o comprimento natural e o comprimento corrente da mola. Pode mudar-se a resposta para: $F = -kx^2$, $F = -kx^3$, $F = -\frac{k}{x}$ e $F = -\frac{k}{x^2}$. No trabalho em questão, a equação utilizada foi a equação padrão.

As equações das molas no Working Model são introduzidas em função do k , que corresponde nada mais nada menos, ao declive da curva.

Se se adicionasse a linha de tendência linear diretamente à curva de Chazal, para obtemos o k , a diferença percentual seria de 48,59%. Este valor é facilmente observado na Figura 4.5 onde se constata que estariam a ocorrer erros muito significativos, e que por essa razão, os dados obtidos posteriormente não seriam de todo fiáveis.

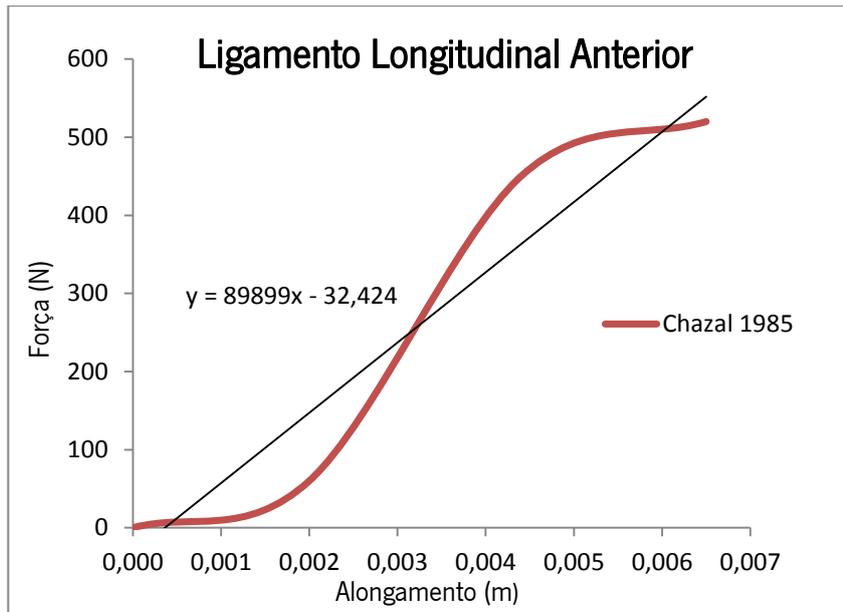


Figura 4.5- Linha de tendência adicionada à curva de Chazal 1985, para o Ligamento Longitudinal Anterior com uma diferença percentual de 48,59 %.

Para minimizar este erro, as curvas de Chazal foram divididas em vários segmentos (o número de segmentos varia consoante cada curva) e em seguida foi determinado o k corresponde a cada um desses segmentos, como exemplificado na figura abaixo.

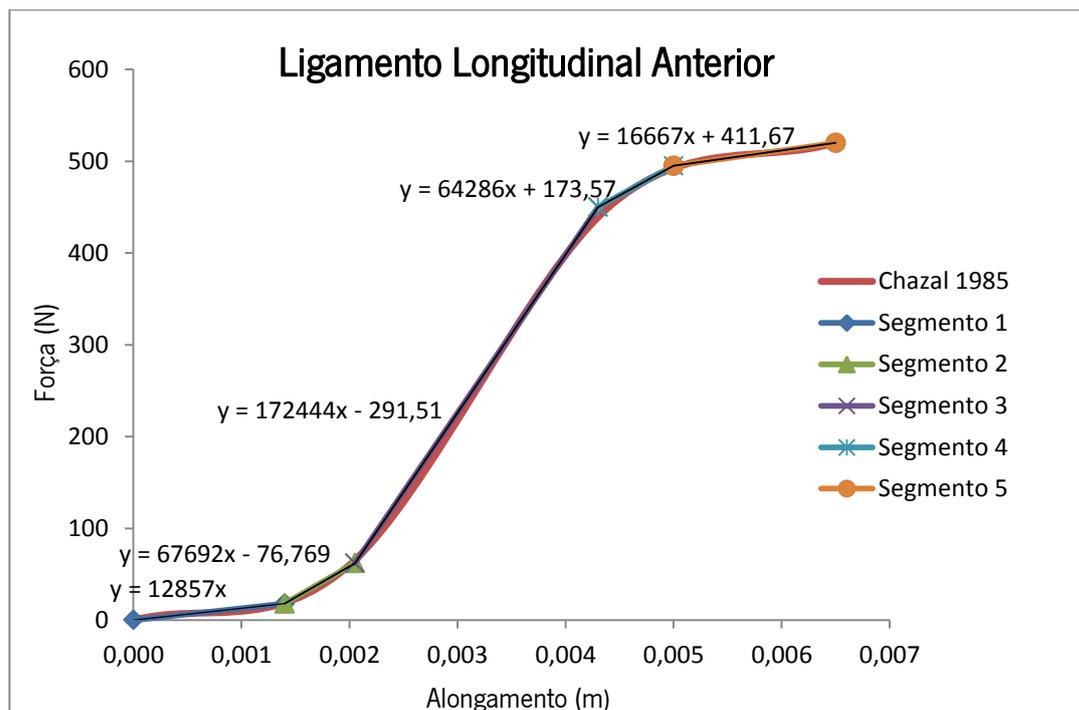


Figura 4.6- Curva de Chazal 1985 para o Ligamento Longitudinal Anterior dividida em 5 segmentos, com a apresentação das respectivas equações.

A Figura 4.6 representa a curva de Chazal para o ligamento LLA, que foi dividida em 5 segmentos, de modo a minimizar ao máximo o erro associado. Esses 5 segmentos, correspondem a 5 equações, com 5 k diferentes. O primeiro k será de 12857 N/m, o segundo de 67692 N/m e assim sucessivamente até ao último de 16667 N/m. No anexo I são apresentadas as restantes curvas linearizadas.

No fim é possível obter uma tabela com os comprimentos e os respetivos k , como a apresentada a seguir.

Tabela 4.7- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de Chazal, bem como os respetivos K.

LLA			LF		
Força (N)	Deslocamento (m)	K (N/m)	Força (N)	Deslocamento (m)	K (N/m)
0	0	-	0	0	-
18	0,0014	12857	41	0,0011	37273
62	0,00205	67692	74	0,0016	66000
450	0,0043	172444	315	0,0038	109545
495	0,005	64286	335	0,0041	66667
520	0,0065	16667	340	0,0048	7142,9

Tabela 4.8- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de Chazal, bem como os respectivos K (continuação).

LLP			LIS-LSS		
Força (N)	Deslocamento (m)	K (N/m)	Força (N)	Deslocamento (m)	K (N/m)
0	0	-	0	0	-
60	0,0009	66667	29	0,0011	26364
330	0,0036	100000	59	0,0016	60000
360	0,0042	50000	270	0,0034	117222
			290	0,0037	66667
			300	0,0044	14286

Pelo facto das curvas terem sido segmentadas, a equação dos ligamentos será uma função condicional do tipo:

$$k = \text{if } (Lm) < x_1, k_1, \text{ if } (Lm) < x_2, k_2, \text{ if } (Lm) < x_n, k_n \quad (4.1)$$

Os k e os x estão apresentados nas Tabelas 4.7 e 4.8, contudo para o valor de x não bastam os valores dos limites dos segmentos, visto ser ainda necessário ter em conta o comprimento da mola de cada ligamento.

Utilizou-se o trabalho de (45) para obter os valores dos comprimentos de mola correspondentes a cada par de vértebras. Estes são apresentados na Tabela 4.9.

Tabela 4.9- Valores dos comprimentos naturais de cada mola respetivamente a cada par de vértebras da coluna lombar.

Vértebras	LLA (m)	LF (m)	LLP (m)	LIS-LSS (m)
L1L2	0,009397	0,0234859	0,010688	0,02104
L2L3	0,0102343	0,0228469	0,0132854	0,02165
L3L4	0,0094823	0,0209566	0,0109734	0,014663
L4L5	0,0164016	0,0204435	0,0125737	0,011354
L5S1	0,0135591	0,0075795	0,00614777	0,00622

O comprimento utilizado em cada argumento da equação é então a soma do deslocamento (Tabela 4.7 e Tabela 4.8) com o comprimento natural da mola (Tabela 4.9).

Exemplo de cálculo para o primeiro valor de L1L2 correspondente ao Ligamento Longitudinal Anterior:

$$L1L2 = 0,0014 + 0,009397 = 0,010797 \text{ m} \quad (4.2)$$

Tabela 4.10- Valores de x utilizados para a formação das equações referentes ao Ligamento Longitudinal Anterior para cada nível.

Ligamento Longitudinal Anterior (m)				
L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1
0,010797	0,0116343	0,0108823	0,0178016	0,0149591
0,011447	0,0122843	0,0115323	0,0184516	0,0156091
0,013697	0,0145343	0,0137823	0,0207016	0,0178591
0,014397	0,0152343	0,0144823	0,0214016	0,0185591
0,015897	0,0167343	0,0159823	0,0229016	0,0200591

Tabela 4.11- Valores de x utilizados para a formação das equações referentes ao Ligamento Flavo para cada nível.

Ligamento Flavo (m)				
L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1
0,0245859	0,0239469	0,0220566	0,0215435	0,0086795
0,0250859	0,0244469	0,0225566	0,0220435	0,0091795
0,0272859	0,0266469	0,0247566	0,0242435	0,0113795
0,0275859	0,0269469	0,0250566	0,0245435	0,0116795
0,0282859	0,0276469	0,0257566	0,0252435	0,0123795

Tabela 4.12- Valores de x utilizados para a formação das equações referentes ao Ligamento Longitudinal Posterior para cada nível.

Ligamento Longitudinal Posterior (m)				
L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1
0,011588	0,0141854	0,0118734	0,0134737	0,00704777
0,014288	0,0168854	0,0145734	0,0161737	0,00974777
0,014888	0,0174854	0,0151734	0,0167737	0,01034777

Tabela 4.13- Valores de x utilizados para a formação das equações referentes aos Ligamentos Inter e Supraespinhoso para cada nível.

Ligamento Inter e Supraespinhoso (m)				
L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1
0,02214	0,02275	0,015763	0,012454	0,00732
0,02264	0,02325	0,016263	0,012954	0,00782
0,02444	0,02505	0,018063	0,014754	0,00962
0,02474	0,02535	0,018363	0,015054	0,00992
0,02544	0,02605	0,019063	0,015754	0,01062

Todos os valores necessários para construir as equações das curvas foram já apresentados, posto isto, as equações resultantes são apresentadas nas tabelas abaixo.

Se o comprimento da mola, em determinado instante, for menor que o comprimento natural da mesma, então o k será 0 N/m. Esta condição foi imposta, porque como já explicado no ponto 4.4.2, os ligamentos só funcionam à tração, nunca à compressão.

Os restantes argumentos são referentes à decomposição da curva de Chazal, sendo que a cada limite de segmento encontrado acima, corresponde um diferente k .

Tabela 4.14- Equações da constante de mola do Ligamento Longitudinal Anterior para cada nível.

LLA	Equação da constante de mola
L1L2	$\text{if}((L_m) < 0.009397, 0, \text{if}((L_m) < 0.010797, 12857, \text{if}((L_m) < 0.011447, 67692, \text{if}((L_m) < 0.013697, 172444, \text{if}((L_m) < 0.014397, 64286, 16667))))))$ N/m
L2L3	$\text{if}((L_m) < 0.0102343, 0, \text{if}((L_m) < 0.0116343, 12857, \text{if}((L_m) < 0.0122843, 67692, \text{if}((L_m) < 0.0145343, 172444, \text{if}((L_m) < 0.0152343, 64286, 16667))))))$ N/m
L3L4	$\text{if}((L_m) < 0.0094823, 0, \text{if}((L_m) < 0.0108823, 12857, \text{if}((L_m) < 0.0115323, 67692, \text{if}((L_m) < 0.0137823, 172444, \text{if}((L_m) < 0.0144823, 64286, 16667))))))$ N/m
L4L5	$\text{if}((L_m) < 0.0164016, 0, \text{if}((L_m) < 0.0178016, 12857, \text{if}((L_m) < 0.0184516, 67692, \text{if}((L_m) < 0.0207016, 172444, \text{if}((L_m) < 0.0214016, 64286, 16667))))))$ N/m
L5S1	$\text{if}((L_m) < 0.0135591, 0, \text{if}((L_m) < 0.0149591, 12857, \text{if}((L_m) < 0.0156091, 67692, \text{if}((L_m) < 0.0178591, 172444, \text{if}((L_m) < 0.0185591, 64286, 16667))))))$ N/m

Tabela 4.15- Equações da constante de mola do Ligamento Flavo para cada nível.

LF	Equação da constante de mola
L1L2	$\text{if}((L_m) < 0.0234859, 0, \text{if}((L_m) < 0.0245859, 37273, \text{if}((L_m) < 0.0250859, 66000, \text{if}((L_m) < 0.0272859, 109545, \text{if}((L_m) < 0.0275859, 66667, 7142.9))))))$ N/m
L2L3	$\text{if}((L_m) < 0.0228469, 0, \text{if}((L_m) < 0.0239469, 37273, \text{if}((L_m) < 0.0244469, 66000, \text{if}((L_m) < 0.0266469, 109545, \text{if}((L_m) < 0.0269469, 66667, 7142.9))))))$ N/m
L3L4	$\text{if}((L_m) < 0.0209566, 0, \text{if}((L_m) < 0.0220566, 37273, \text{if}((L_m) < 0.0225566, 66000, \text{if}((L_m) < 0.0247566, 109545, \text{if}((L_m) < 0.0250566, 66667, 7142.9))))))$ N/m
L4L5	$\text{if}((L_m) < 0.0204435, 0, \text{if}((L_m) < 0.0215435, 37273, \text{if}((L_m) < 0.0220435, 66000, \text{if}((L_m) < 0.0242435, 109545, \text{if}((L_m) < 0.0245435, 66667, 7142.9))))))$ N/m
L5S1	$\text{if}((L_m) < 0.0075795, 0, \text{if}((L_m) < 0.0086795, 37273, \text{if}((L_m) < 0.0091795, 66000, \text{if}((L_m) < 0.0113795, 109545, \text{if}((L_m) < 0.0116795, 66667, 7142.9))))))$ N/m

Tabela 4.16- Equações da constante de mola do Ligamento Longitudinal Posterior para cada nível

LLP	Equação da constante de mola
L1L2	$\text{if}((L_m) < 0.010688, 0, \text{if}((L_m) < 0.011588, 66667, \text{if}((L_m) < 0.014288, 100000, 50000)))$ N/m
L2L3	$\text{if}((L_m) < 0.0132854, 0, \text{if}((L_m) < 0.0141854, 66667, \text{if}((L_m) < 0.0168854, 100000, 50000)))$ N/m
L3L4	$\text{if}((L_m) < 0.0109734, 0, \text{if}((L_m) < 0.0118734, 66667, \text{if}((L_m) < 0.0145734, 100000, 50000)))$ N/m
L4L5	$\text{if}((L_m) < 0.0125737, 0, \text{if}((L_m) < 0.0134737, 66667, \text{if}((L_m) < 0.0161737, 100000, 50000)))$ N/m
L5S1	$\text{if}((L_m) < 0.00614777, 0, \text{if}((L_m) < 0.00704777, 66667, \text{if}((L_m) < 0.00974777, 100000, 50000)))$ N/m

Tabela 4.17- Equações da constante de mola do Ligamento Inter e Supraespinhoso para cada nível

LIS-LSS	Equação da constante de mola
L1L2	$\text{if}((L_m) < 0.02104, 0, \text{if}((L_m) < 0.02214, 26364, \text{if}((L_m) < 0.02264, 60000, \text{if}((L_m) < 0.02444, 117222, \text{if}((L_m) < 0.02474, 66667, 14286))))))$ N/m
L2L3	$\text{if}((L_m) < 0.02165, 0, \text{if}((L_m) < 0.02275, 26364, \text{if}((L_m) < 0.02325, 60000, \text{if}((L_m) < 0.02505, 117222, \text{if}((L_m) < 0.02535, 66667, 14286))))))$ N/m
L3L4	$\text{if}((L_m) < 0.014663, 0, \text{if}((L_m) < 0.015763, 26364, \text{if}((L_m) < 0.016263, 60000, \text{if}((L_m) < 0.018063, 117222, \text{if}((L_m) < 0.018363, 66667, 14286))))))$ N/m
L4L5	$\text{if}((L_m) < 0.011354, 0, \text{if}((L_m) < 0.012454, 26364, \text{if}((L_m) < 0.012954, 60000, \text{if}((L_m) < 0.014754, 117222, \text{if}((L_m) < 0.015054, 66667, 14286))))))$ N/m

L5S1	if((Lm) <0.00622,0, if((Lm) <0.00732,26364, if((Lm) <0.00782,60000, if((Lm) <0.00962,117222, if((Lm) <0.00992,66667,14286)))))) N/m
------	---

4.4.5. Modelo MBS simplificado para testes

Depois da criação das equações que simulam o comportamento dos ligamentos era necessário verificar se os elementos em questão se comportavam da forma que se idealizou. Para tal utilizou-se o modelo de testes apresentado na figura que se segue.

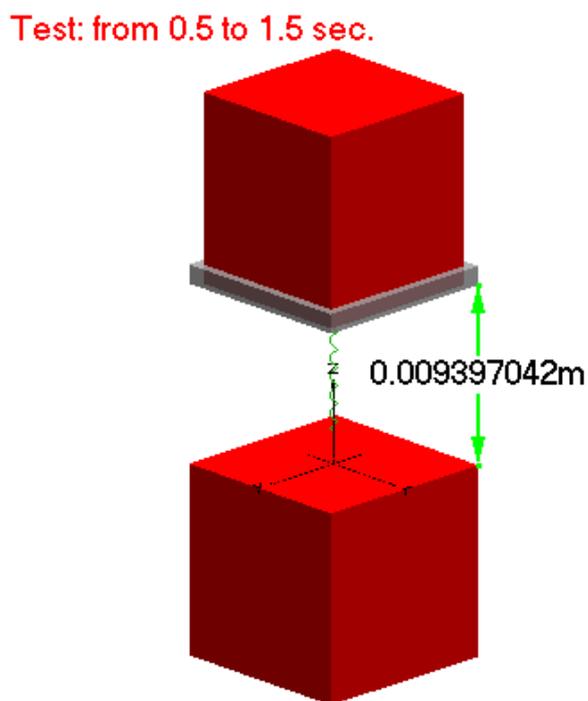


Figura 4.7- Modelo MBS simplificado para testes das molas.

Este modelo era constituído por dois blocos que pretendiam, de grosso modo, representar duas vértebras e a mola (que neste caso, correspondia ao ligamento), colocada entre a coordenada do bloco superior e inferior. A mola esticava com o auxílio de uma junta rígida e de um atuador linear. A junta tinha como objetivo obrigar o atuador a deslocar-se apenas numa direção.

O modelo foi produzido de modo a que até aos 0.5 segundos se adaptasse ao comprimento natural da mola a testar. Neste caso está representado o ligamento anterior (entre a vértebra 1 e 2), cujo comprimento é de 0.009397042 m, como apresentado na imagem.

4.4.5.1. Testes realizados

Foram realizados testes às molas para verificar o seu comportamento relativamente à equação introduzida.

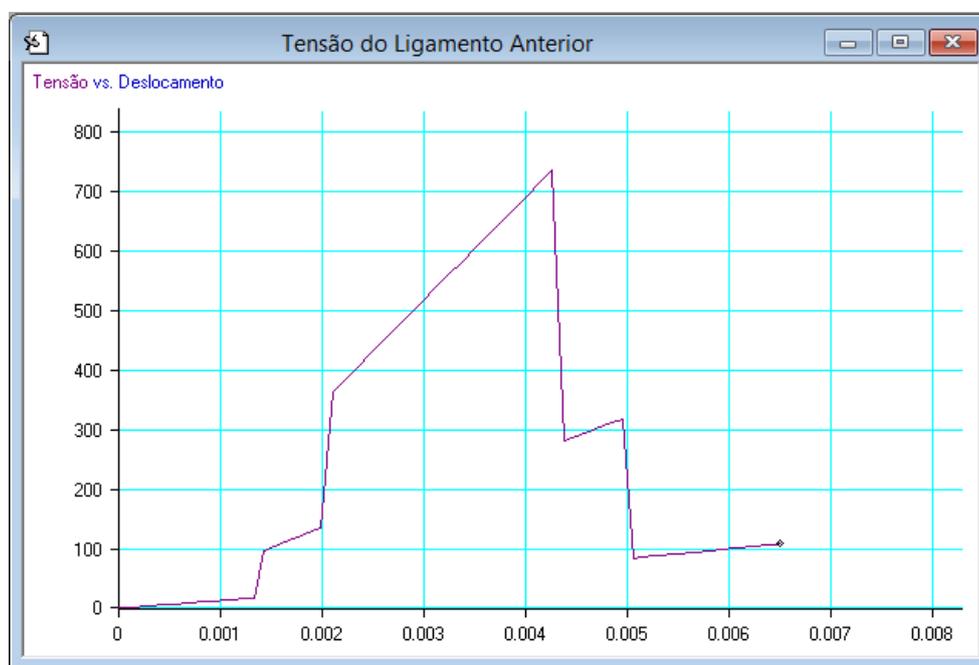


Figura 4.8- Gráfico Tensão vs Deslocamento do Ligamento Longitudinal Anterior entre a vértebra L1 e L2.

Verificou-se com o ensaio dos ligamentos que a curva obtida (Figura 4.8) para o ligamento LLA, não era linear. Por esse motivo não era coincidente com as curvas de Chazal, nas quais baseamos o nosso estudo para os ligamentos.

Tendo em conta as equações já apresentadas, foi possível concluir que no gráfico os valores em que ocorriam as discrepâncias, correspondiam aos valores limites colocados pelas condições. No caso apresentado acima: 0,0014; 0,00205; 0,0043; 0,005.

Verificou-se então, que a variação de deslocamento, calculada em cada iteração, é interpretada como pertencente a uma reta que passa pela origem das coordenadas (força ou binário nulo, para deslocamento nulo) e o valor de saída calculado em conformidade. Assim sendo, o comportamento afasta-se rapidamente do expectável seguimento de uma curva – ou, neste caso, de segmentos de reta – definindo um continuum geométrico, apresentado bruscas alterações em função da inclinação e da ordenada para abcissa nula, a cada instante.

Foi efetuado o estudo em Excel com retas hipotéticas para confirmar a teoria acima descrita.

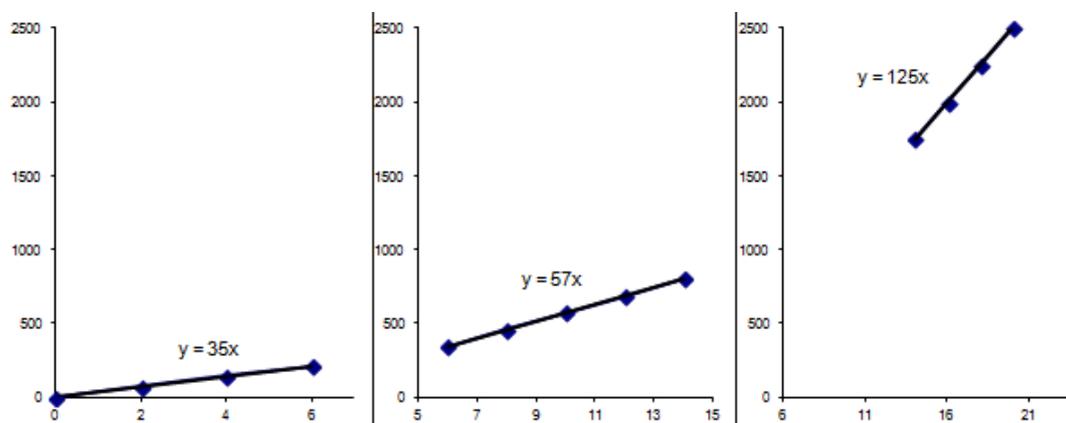


Figura 4.9- Exemplo com as retas dirigidas à origem.

Para resolver este problema de uma forma expedita foi necessário criar um sistema de alteração do comprimento/ângulo 'natural da mola', de modo a ajustar a sua resposta em cada momento (Figura 4.10).

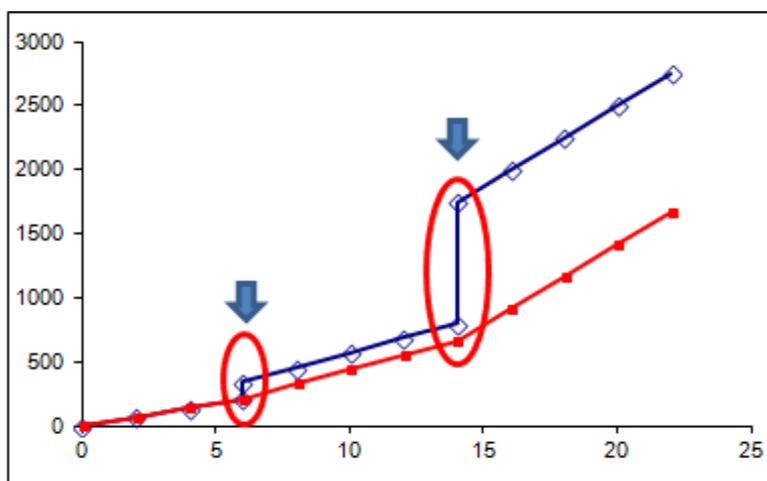


Figura 4.10- Possível solução para o problema da geração de curvas com o programa WM.

O ajuste foi realizado através do cálculo do fator N. Esse fator corresponde à 'diminuição' do comprimento da mola, ou seja, à ordenada em 'xx' da reta que, passando por (0,0), tem por abcissa o valor de força determinado pela sua paralela (que passa pelo ponto (X|corríg., F|corríg.)) quando esta cruza o eixo da Força para X=0.

O fator N é calculado para cada if, ou melhor, para cada desnivelamento entre duas retas, ou seja:

Entre a reta 1 e 2:

$$Fator\ 1 = \frac{x_2 \times (k_1 - k_2)}{k_2} \quad (4.3)$$

Entre a reta 2 e 3:

$$Fator\ 2 = \frac{x_3 \times (k_2 - k_3) + x_2 \times (k_1 - k_2)}{k_3} \quad (4.4)$$

Entre a reta 3 e 4:

$$Fator\ 3 = \frac{x_4 \times (k_3 - k_4) + x_3 \times (k_2 - k_3) + x_2 \times (k_1 - k_2)}{k_4} \quad (4.5)$$

Ou seja, a fórmula geral será:

$$Fator_{n-1} = \frac{x_n \times (k_{n-1} - k_n) + x_{n-1} \times (k_{n-2} - k_{n-1}) + x_{n-2} \times (k_{n-3} - k_{n-2})}{k_n} \quad (4.6)$$

Com $n \geq 2$ e $x_n \geq x_2$

Tabela 4.18- Fatores de acerto da mola calculados para cada ligamento.

Fatores de acerto da mola			
LLA	LF	LLP	LIS-LSS
0	0	0	0
-0,001165	-0,000481488	-0,00031755	-0,000641
-0,001739	-0,000935491	0,00300963	-0,00112367
0,002719	0,000915323		0,000626658
0,024949	0,042876542		0,016520199

Com os fatores determinados (Tabela 4.18), foi possível criar equações que permitam solucionar o problema apresentado anteriormente.

Como já referido, a característica da força da mola pode ser definida através da constante de mola, porém a mola também pode ser alterada em função do seu comprimento, numa opção designada de comprimento natural. Até ao momento, nessa opção constava apenas um valor, que correspondia ao comprimento natural da mola. Contudo, agora esse

valor vai ser substituído por uma equação mais complexa, que possui condições relacionadas com o comprimento natural da mola e os referidos fatores.

Ao comprimento natural da mola vai ser retirado o respetivo fator, solucionando o problema de geração das curvas produzido pelo WorkingModel.

O x corrigido será então:

Entre a reta 1 e 2:

$$x_1|corrigido = \textit{comprimento da mola} - \textit{Fator1} \quad (4.7)$$

Entre a reta 2 e 3:

$$x_2|corrig = \textit{comprimento da mola} - \textit{Fator2} \quad (4.8)$$

Fórmula geral:

$$x_n|corrig = \textit{comprimento da mola} - \textit{Fator } n \quad (4.9)$$

Para a equação do comprimento natural no WM é usado o mesmo raciocínio que para a equação da constante de mola. A diferença neste caso, é que em vez de se colocar o k , coloca-se o x corrigido (Tabela 4.19 à Tabela 4.22).

Tabela 4.19- Equações do comprimento natural de mola do Ligamento Longitudinal Anterior para cada nível

LLA	Equação do comprimento natural de mola
L1L2	$\text{if}((L_m) < 0.010797, 0.009397, \text{if}((L_m) < 0.011447, 0.010562, \text{if}((L_m) < 0.013697, 0.011136, \text{if}((L_m) < 0.014397, 0.006678, -0.015552)))) m$
L2L3	$\text{if}((L_m) < 0.0116343, 0.0102343, \text{if}((L_m) < 0.0122843, 0.0113993, \text{if}((L_m) < 0.0145343, 0.0119733, \text{if}((L_m) < 0.0152343, 0.0075153, -0.0147147)))) m$
L3L4	$\text{if}((L_m) < 0.0108823, 0.0094823, \text{if}((L_m) < 0.0115323, 0.0111323, \text{if}((L_m) < 0.0137823, 0.0112213, \text{if}((L_m) < 0.0144823, 0.0067633, -0.0154667)))) m$
L4L5	$\text{if}((L_m) < 0.0178016, 0.0164016, \text{if}((L_m) < 0.0184516, 0.0175666, \text{if}((L_m) < 0.0207016, 0.0181406, \text{if}((L_m) < 0.0214016, 0.0136826, -0.0085474)))) m$
L5S1	$\text{if}((L_m) < 0.0149591, 0.0135591, \text{if}((L_m) < 0.0156091, 0.0147241, \text{if}((L_m) < 0.0178591, 0.0152981, \text{if}((L_m) < 0.0185591, 0.0108401, -0.0113899)))) m$

Tabela 4.20- Equações do comprimento natural de mola do Ligamento Flavo para cada nível.

LF	Equação do comprimento natural de mola
L1L2	$\text{if}((L_m) < 0.0245859, 0.0234859, \text{if}((L_m) < 0.0250859, 0.023967388, \text{if}((L_m) < 0.0272859, 0.024421391, \text{if}((L_m) < 0.0275859, 0.022570577, -0.019390642)))) m$
L2L3	$\text{if}((L_m) < 0.0239469, 0.0228469, \text{if}((L_m) < 0.0244469, 0.023328388, \text{if}((L_m) < 0.0266469, (0.023782391), \text{if}((L_m) < 0.0269469, 0.021931577, (-0.40591852)))) m$
L3L4	$\text{if}((L_m) < 0.0220566, 0.0209566, \text{if}((L_m) < 0.0225566, 0.021438088, \text{if}((L_m) < 0.0247566, 0.021892091, \text{if}((L_m) < 0.0250566, 0.020041277, -0.021919942)))) m$
L4L5	$\text{if}((L_m) < 0.0215435, 0.0204435, \text{if}((L_m) < 0.0220435, 0.020924988, \text{if}((L_m) < 0.0242435, 0.021378991, \text{if}((L_m) < 0.0245435, 0.019528177, -0.022433042)))) m$
L5S1	$\text{if}((L_m) < 0.0086795, 0.0075795, \text{if}((L_m) < 0.0091795, 0.008060988, \text{if}((L_m) < 0.0113795, 0.008514991, \text{if}((L_m) < 0.0116795, 0.006664177, -0.035297042)))) m$

Tabela 4.21- Equações do comprimento natural de mola do Ligamento Longitudinal Posterior para cada nível.

LLP	Equação do comprimento natural de mola
L1L2	$\text{if}((L_m) < 0.011588, 0.010688, \text{if}((L_m) < 0.014288, 0.01100555, 0.00767837)) m$
L2L3	$\text{if}((L_m) < 0.0141854, 0.0132854, \text{if}((L_m) < 0.0168854, 0.01360295, 0.01027577)) m$
L3L4	$\text{if}((L_m) < 0.0118734, 0.0109734, \text{if}((L_m) < 0.0145734, 0.01129095, 0.00796377)) m$
L4L5	$\text{if}((L_m) < 0.0134737, 0.0125737, \text{if}((L_m) < 0.0161737, 0.01289125, 0.00956407)) m$
L5S1	$\text{if}((L_m) < 0.00704777, 0.00614777, \text{if}((L_m) < 0.00974777, 0.00646532, 0.00313814)) m$

Tabela 4.22- Equações do comprimento natural de mola do Ligamento Inter e Supraespinhoso para cada nível.

LIS-LSS	Equação do comprimento natural de mola
L1L2	$\text{if}((L_m) < 0.02214, 0.02104, \text{if}((L_m) < 0.02264, 0.021681, \text{if}((L_m) < 0.02444, 0.02216367, \text{if}((L_m) < 0.02474, 0.020413342, 0.004519801)))) m$
L2L3	$\text{if}((L_m) < 0.02275, 0.02165, \text{if}((L_m) < 0.02325, 0.022291, \text{if}((L_m) < 0.02505, 0.02277367, \text{if}((L_m) < 0.02535, 0.021023342, 0.005129801)))) m$
L3L4	$\text{if}((L_m) < 0.015763, 0.014663, \text{if}((L_m) < 0.016263, 0.015304, \text{if}((L_m) < 0.018063, 0.01578667, \text{if}((L_m) < 0.018363, 0.014036342, -0.001857199)))) m$
L4L5	$\text{if}((L_m) < 0.012454, 0.011354, \text{if}((L_m) < 0.012954, 0.011995, \text{if}((L_m) < 0.014754, 0.01247767, \text{if}((L_m) < 0.015054, 0.010727342, -0.005166199)))) m$
L5S1	$\text{if}((L_m) < 0.00732, 0.00622, \text{if}((L_m) < 0.00782, 0.006861, \text{if}((L_m) < 0.00962, 0.00734367, \text{if}((L_m) < 0.00992, (0.005593342, -0.010300199)))) m$

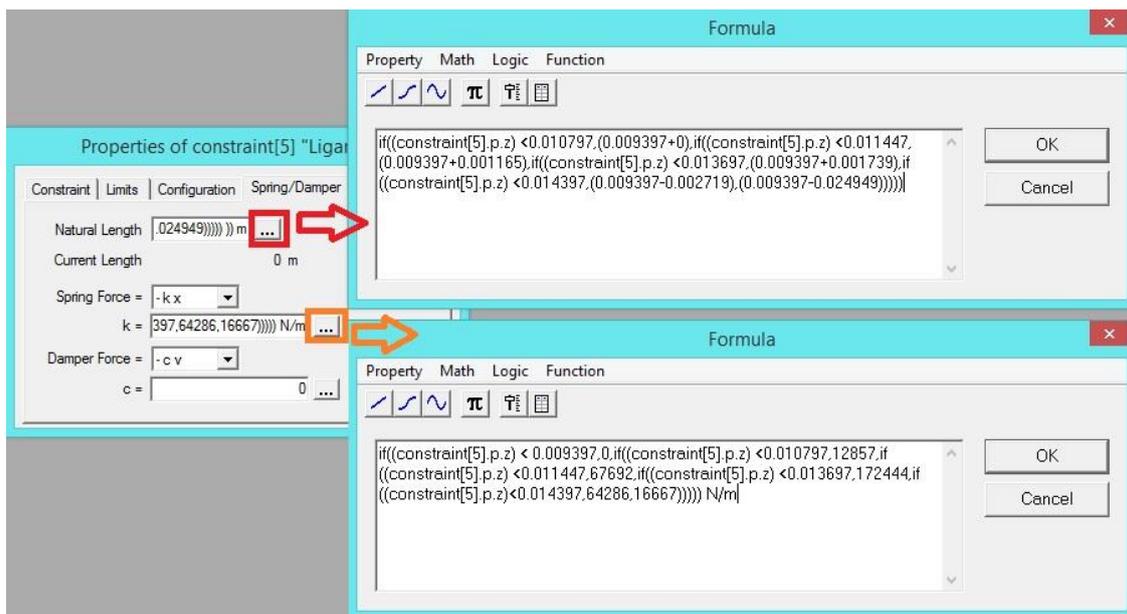


Figura 4.11- Exemplo da inserção das equações do comprimento natural e da constante de mola no programa WM.

Na Figura 4.12 são apresentadas as curvas força-deformação de Chazal e as produzidas pelo modelo em questão. A comparação entre as mesmas é facilitada, pelo facto das curvas de força-deslocamento serem muito semelhantes.

A diferença percentual é de 2.27%, -0.95%, 0.0005% e -1.04% para o ligamento longitudinal anterior, ligamento flavo, ligamento longitudinal posterior, ligamento inter e supraespinhoso respetivamente.

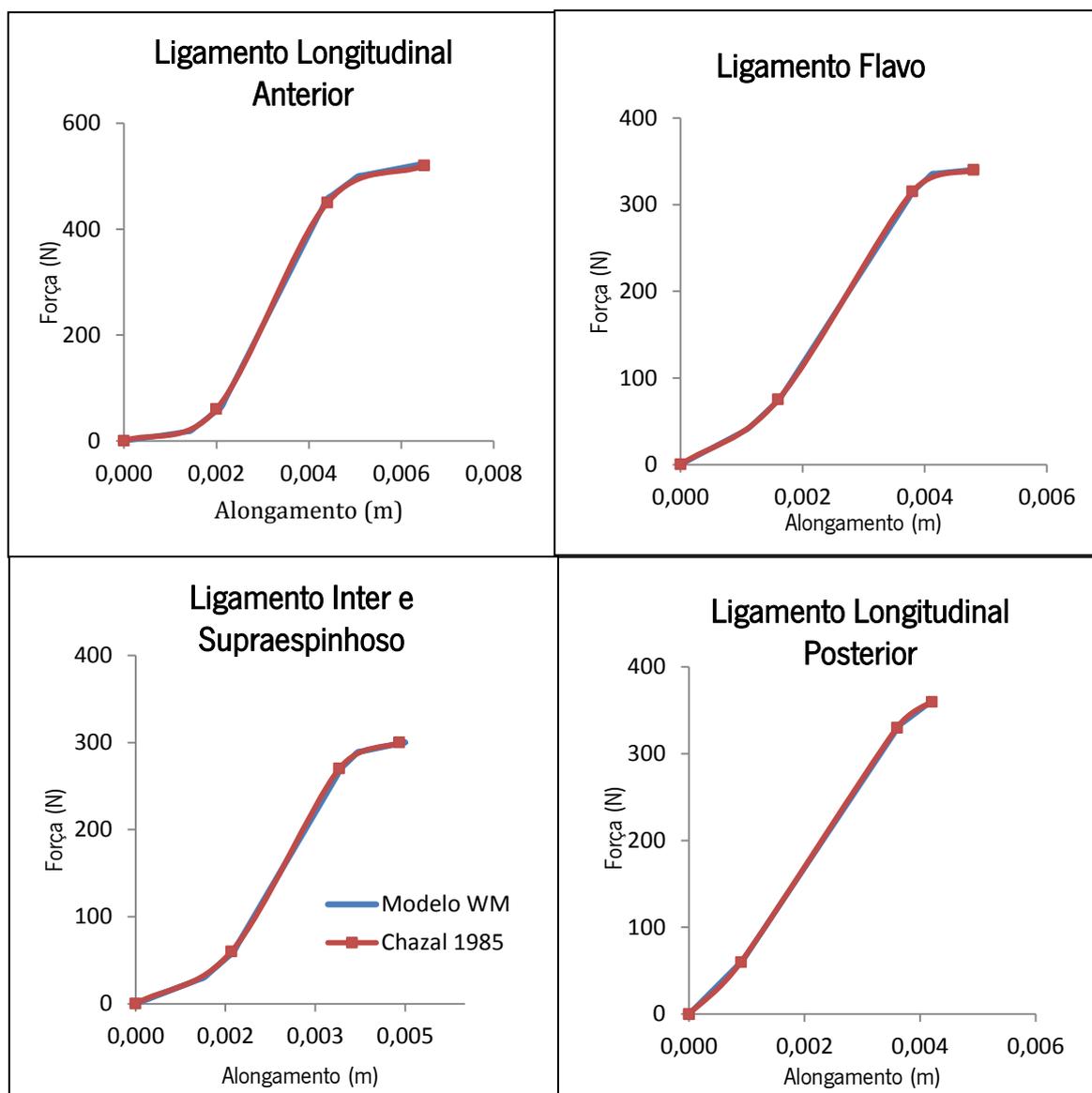


Figura 4.12- Comparação das curvas Força-Deformação dos ligamentos entre os dados de Chazal e do modelo MBS.

4.4.6. Amortecimento

A direção e magnitude da força do amortecedor são determinadas pela velocidade relativa entre 2 pontos. As características da força da mola podem ser definidas através da equação de força e da constante de amortecimento. A equação padrão para a força, corresponde à de um amortecedor linear, cuja fórmula é a seguinte: $F = -c v$ em que v é a

velocidade relativa entre dois pontos. É possível mudar a resposta para : $F = -vc^2$, $F = -cv$, $F = -\frac{c}{v}$ e $F = -\frac{c}{v^2}$. No trabalho em questão, a equação utilizada foi a equação padrão.

As constantes de amortecimento para o caso dos ligamentos, foram encontradas iterativamente de forma a estabilizar a resposta do sistema em tempo útil. Para os ligamentos Longitudinal Anterior e Posterior o valor encontrado foi de 1000 Kg/s ao passo que para os restantes ligamentos o valor foi de 150 Kg/s.

4.4.7. Pré-tensão

Na posição neutra da coluna vertebral, os ligamentos possuem uma pré-tensão. Esta característica dos ligamentos é bastante complicada de ser quantificada visto que, segundo vários autores, durante os ensaios mecânicos o comprimento do ligamento diminuiu após a sua remoção do local natural. A forma mais eficaz encontrada pelos autores de quantificar esta pré-tensão passou pela medição do comprimento do ligamento antes e depois da sua remoção.

Na literatura, foi possível encontrar algumas pré-deformações para os diferentes ligamentos em percentagem.

Tabela 4.23- Pré-tensão encontrada na literatura para os ligamentos.

Região da espinha	Pré-deformação (%)					Referência
	LLA	LSS	LIS	LLP	LF	
T12-S1	2.0 +- 4.4 n=7	-6.0 +- 12.7 n=9	4.3 +- 6.7 n=9			(95)
Lombar	3.4 +- 0.4 n=4			10.5 +- 0.6 n=4	17 n=1	(96)
Lombar				9.88 +- 2.5 n=28		(97)
L3-L4					10.59 +- 5.56 n=10	(98)
Não Mencionada		-0.85				(45)

Como referido anteriormente, para alguns ligamentos, foi possível encontrar mais do que um valor de pré-deformação, provenientes de diferentes autores (Tabela 4.23).

Para diminuir o erro, foi escolhida a pré-deformação que possui a amostra mais representativa e onde os indivíduos estudados eram preferencialmente jovens e saudáveis (células sublinhadas na tabela).

Como se pode verificar na tabela acima o resultado obtido por Tkaczuk (97) para o ligamento anterior (LLA) foi mais elevado do que o resultado obtido por Hukins (96), visto que Hukins utilizou espécimes com uma idade superior aos utilizados por Tkaczuk, comprovando-se então que a pré-deformação dos ligamentos diminui com o avanço da idade como se pode verificar em LLP.

Outro facto interessante que se pode observar na tabela é que todos os ligamentos possuem uma pré-deformação positiva à exceção do ligamento LSS, comumente demonstrado com uma pré-deformação negativa. Como explicado anteriormente os ligamentos no corpo humano só mul dos limites fisiológicos.

Tabela 4.24- Valores de pré-tensão utilizados com base no trabalho de Joana.(45)

Vértebras	Pré-deformação (%)			
	LLA	LF	LLP	LIS-LSS
Autores	2 +- 4,4	10,59+-5,56	9,88+-2,5	-0,85
L1-L2	0,65192	16,6902	8,7885	-4,67614
L2-L3	0,71	16,2366	10,92375	-4,8129
L3-L4	0,65784	14,8932	9,0225	-3,20597
L4-L5	1,13784	14,5282	10,33875	-2,51954
L5-S1	0,94072	5,3862	5,054925	-1,388903

Como os valores apresentados na Tabela 4.23 possuíam ainda uma grande margem de variação, utilizou-se outra fonte (45) para construir uma tabela mais restrita em termos de valores.

Para implementar a pré-deformação no modelo é necessário saber o primeiro k de cada equação dos ligamentos (Tabela 4.7 e Tabela 4.8), o comprimento natural do ligamento (Tabela 4.9) e o seu comprimento corrente.

É essencial então calcular o comprimento corrente sendo que este caracteriza-se por ser a distância entre as coordenadas em que estão inseridos os ligamentos. Como se pode perceber, é preciso alterar o valor de pelo menos uma das coordenadas para alterar o valor do comprimento corrente.

Por isso, e utilizando o exemplo do ligamento LLA, inserido entre a vértebra 1 e 2, cujo o primeiro k é de 12857 N/m, o comprimento natural de 0,009397 m e a pré-tensão de 0,65192, consegue calcular-se o alongamento através da equação 4.10.

$$\text{Pré-tensão} = \text{Alongamento} \times K \quad (4.10)$$

$$\text{Alongamento} = \frac{\text{Pré-tensão}}{K} \quad (4.11)$$

$$\text{Alongamento} = \frac{0,65192}{12857} = 0,00005070 \quad (4.12)$$

Com o valor de alongamento calculado é fácil determinar o comprimento corrente:

$$\text{Alongamento} = \text{Comprimento corrente} - \text{Comprimento natural} \quad (4.13)$$

$$0,00005070 = \text{Comprimento corrente} - 0,009397 \quad (4.14)$$

$$\text{Comprimento corrente} = 0,0094477 \text{ m} \quad (4.15)$$

Os Comprimentos corrente são apresentados na tabela seguinte:

Tabela 4.25- Valores do comprimento corrente de cada mola calculados.

Comprimento corrente (m)				
	LLA	LF	LLP	LIS-LSS
L1-L2	0,0094477	0,0239336825	0,01081982684	0,02086263162
L2-L3	0,0102895228	0,0232825129	0,01344925543	0,02146744424
L3-L4	0,00953346	0,0213561707	0,0111087368	0,014541396
L4-L5	0,0164900996	0,0208332781	0,01272878047	0,0112584325
L5-S1	0,0136322679	0,0077240067	0,00622359349	0,006167318

O comprimento corrente é então a distância entre as coordenadas. Era necessário alterar uma das coordenadas das Tabelas 4.4 e 4.5. posto isto, a variável escolhida foi a z_2 .

$$\text{Comprimento corrente} = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (z_1 - z_2)^2} \quad (4.16)$$

$$0,0094477^2 = (0,00846794 - (-0,00621584))^2 + (z_1 - z_2)^2 \quad (4.17)$$

$$(z_1 - z_2) = 0,0091753518 \quad (4.18)$$

$$z_2 = 1,16445 - 0,0091753518 \quad (4.19)$$

$$z_2 = 1,1552746 \text{ m} \quad (4.20)$$

As novas coordenadas z_2 são apresentadas na Tabela 4.26.

Tabela 4.26- Novas coordenadas de Z calculadas para os ligamentos.

Vértebras	Coordenadas z_2 (m)			
	LLA	LF	LLP	LIS-LSS
L1-L2	1,15528	1,13829	1,14912	1,1246
L2-L3	1,11763	1,10048	1,1112034	1,08608
L3-L4	1,08002	1,0646273	1,07624	1,05416
L4-L5	1,03589	1,03269	1,03878	1,02549
L5-S1	0,994143	1,01443	1,00914	1,01179

4.4.8. Facetas articulares

Para determinar a posição e a orientação das facetas, foi utilizado o trabalho de Joana (45) que teve por base autores como White et al (49) e Weishaupt et al (99). A posição e orientação das facetas articulares em relação aos diferentes corpos são descritos na Tabela 4.27.

Tabela 4.27- Posição e orientação das facetas nas diferentes vértebras no WM em relação ao mundo, obtidas a partir do trabalho de (45).

	Posição (m)			Orientação (°)		
	X	Y	Z	Rx	Ry	Rz
L1	-0.0536998	0.01	1.149	71	-25	161
	-0.0536998	-0.01	1.149	-71	-25	161
L2	-0.0536998	0.013	1.149	71	-25	161
	-0.0536998	-0.013	1.149	-71	-25	161
	-0.0487356	0.01031	1.11059	71	-28	161
	-0.0487356	-0.01031	1.11059	-71	-28	161
L3	-0.0487356	0.01331	1.11059	71	-28	161
	-0.0620456	0.01331	1.11059	-71	-28	161
	-0.0413255	0.01216	1.07537	71	-37	161
	-0.0413255	-0.01216	1.07537	-71	-37	161
L4	-0.0413255	0.01516	1.07537	71	-37	161
	-0.0413255	-0.01516	1.07537	-71	-37	161
	-0.0360881	0.01586	1.04141	71	-48	161
	-0.0360881	-0.01586	1.04141	-71	-48	161
L5	-0.0360881	0.01886	1.04141	71	-48	161
	-0.0360881	-0.01886	1.04141	-71	-48	161
	-0.0391431	0.02067	1.01164	71	-53	161
	-0.0391431	-0.02067	1.01164	-71	-53	161
S1	-0.0391431	0.02367	1.01164	71	-53	161

De uma forma muito simplista, as facetas foram modeladas no WM, por separadores entre as duas coordenadas que localizam a área de contato das facetas em cada vértebra.

O objetivo dos separadores é aplicar forças nos seus terminais de modo a que estes não se aproximem mais do que a distância especificada, ou que o comprimento do mesmo. As forças dos separadores nos seus terminais são iguais em magnitude e têm direções opostas. Estes não limitam quaisquer graus de liberdade.

Uma vez que as facetas pretendem apenas limitar o movimento, e não simular o contacto entre as cartilagens, o comprimento do separador foi definido como nulo, isto permite

que as facetas possam tocar uma na outra, como acontece fisiologicamente, mas impede que estas se atravessem.

4.5. Disco Intervertebral

4.5.1. Posição dos discos intervertebrais

A posição dos discos intervertebrais teve por base o trabalho de (45) que usou duas radiografias e três IRM para determinar as posições dos mesmos.

A orientação e posição dos discos intervertebrais são apresentadas na Tabela 4.28.

Tabela 4.28- Orientação e posição dos discos intervertebrais em relação ao mundo. (45)

IVD	Ângulo (°)			Posição (m)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
L1L2	0	-11	0	-0.02473	0	1.15675
L2L3	0	-8	0	-0.01872	0	1.1197
L3L4	0	-5	0	-0.01153	0	1.08235
L4L5	0	1	0	-0.00528	0	1.04368
L5S1	0	22	0	-0.00875	0	1.006001

4.5.2. Estrutura dos discos intervertebrais

Para definir os discos intervertebrais considerou-se o uso de um elemento pertencente ao WM designado de *bushing*. Este elemento permitia definir 6 equações da constante de mola, que era exatamente o necessário para cada disco intervertebral (3 equações para a translação e 3 para a rotação). No entanto percebeu-se que esta *constraint* não podia ser utilizada porque não permitia o ajuste do comprimento natural

Como explicado na secção 2.4, é necessário definir os comprimentos naturais das molas para acertar as curvas e torna-las lineares, com os *bushings*. Todavia, isso tornou-se impossível o que obrigou à procura de uma nova solução.

O Working Model apenas é capaz de criar uma junta entre dois pontos e como já referido, a coluna possui 6 tipos de movimento (rotação em x, y e z e translação em x, y, z) pelo que necessita de 6 juntas.

Para a criação dessas 6 juntas foi crucial criar 5 esferas virtuais com 5 coordenadas nos seus centros e uma coordenada em cada vértebra. Todas essas coordenadas tem a mesma posição (posição relativa ao centro geométrico do disco intervertebral).

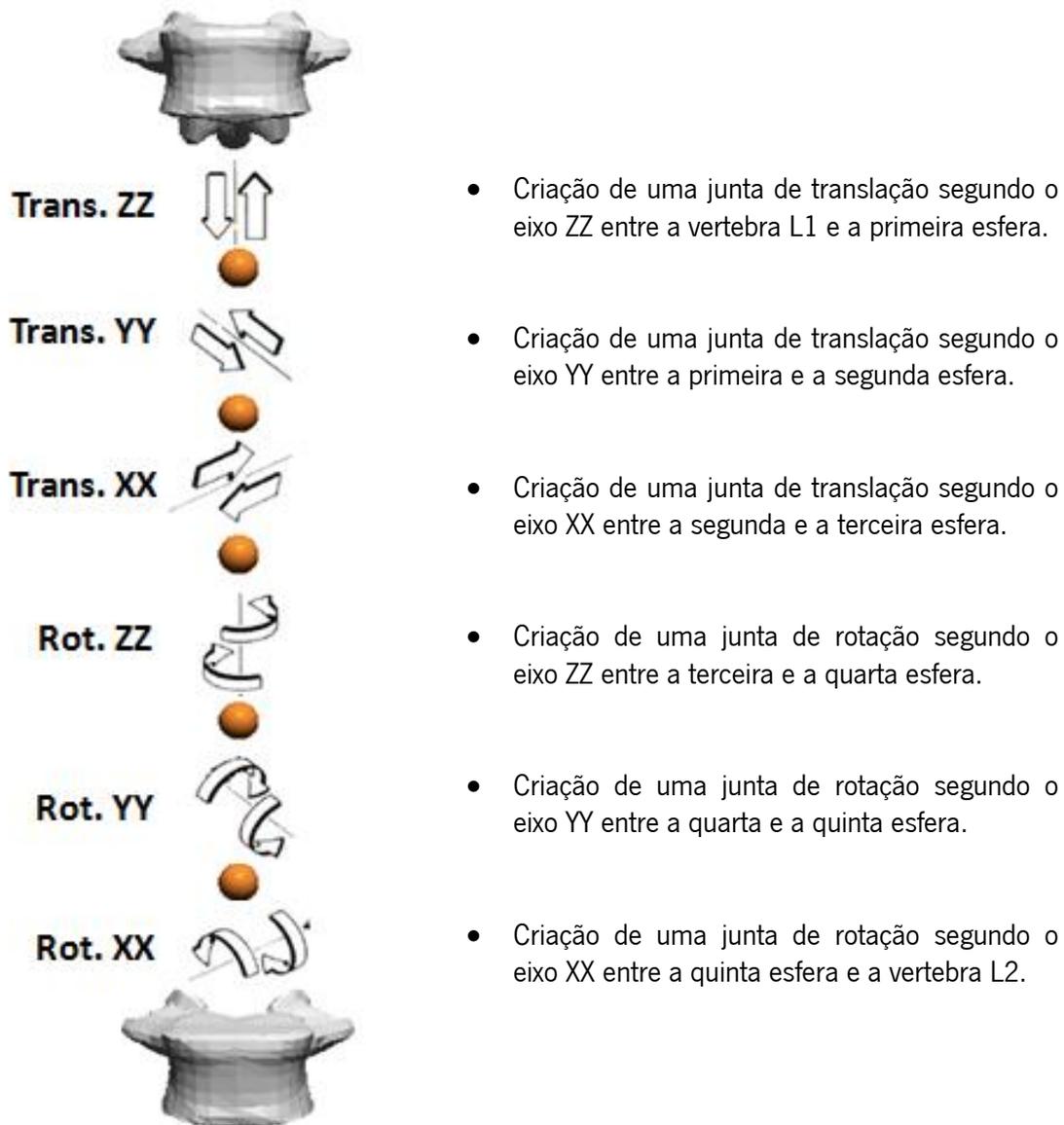


Figura 4.13- Esquemática da colocação das juntas para a formação do primeiro disco intervertebral (entre a vértebra L1 e a L2).

Estas coordenadas e esferas permitiram ligar a vértebra L1 à vértebra L2, através do esquema demonstrado Figura 4.13, por meio de juntas de translação ou rotação.

O esquema apresentado acima corresponde à formação do primeiro disco intervertebral entre a vértebra L1 e L2. Sendo que o mesmo processo foi realizado para todos os outros discos, tal como se pode ver na Figura 4.14.

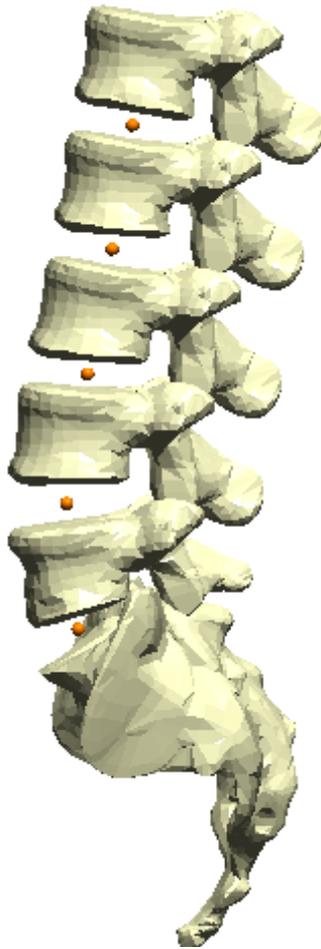


Figura 4.14- Representação das vértebras L1 à S1 e dos discos intervertebrais na sua posição final.

4.5.3. Método de Elementos Fintos

Os pontos para as equações de movimento implementadas no modelo foram obtidas a partir de uma análise de movimento FEM.

O grupo de projeto realizou análises FEM simulando duas vértebras ligadas a um disco intervertebral. Para as três rotações (Rx, Ry e Rz) o movimento do disco intervertebral foi calculado através da aplicação de um binário na vértebra superior, com valores de binário de -10 a 10 Nm.

Para obter os pontos para o movimento de translação a metodologia usada foi revertida. O movimento foi imposto nas vértebras, fazendo com que o *software* determinasse o valor da força que originou o movimento das mesmas. O intervalo de valores utilizados para o movimento de flexão-extensão, flexão lateral e compressão-tração foi de -0.0025m até 0.0025m.

4.5.4. Equações de movimento para os discos intervertebrais

O processo utilizado para transformar os dados provenientes de FEM em equações compreendidas pelo programa, foi o mesmo que o do ponto 4.4.4. A única diferença reside no facto de as curvas dos ligamentos só possuírem parte positiva, uma vez que respondem à tração. Por outro lado os discos intervertebrais funcionam tanto à tração como à compressão e por esse facto a sua curva possui uma parte positiva e negativa. Posto isto, foi necessário criar uma equação que englobasse a curva no seu todo e para a decomposição das retas foi utilizado o mesmo processo dos ligamentos

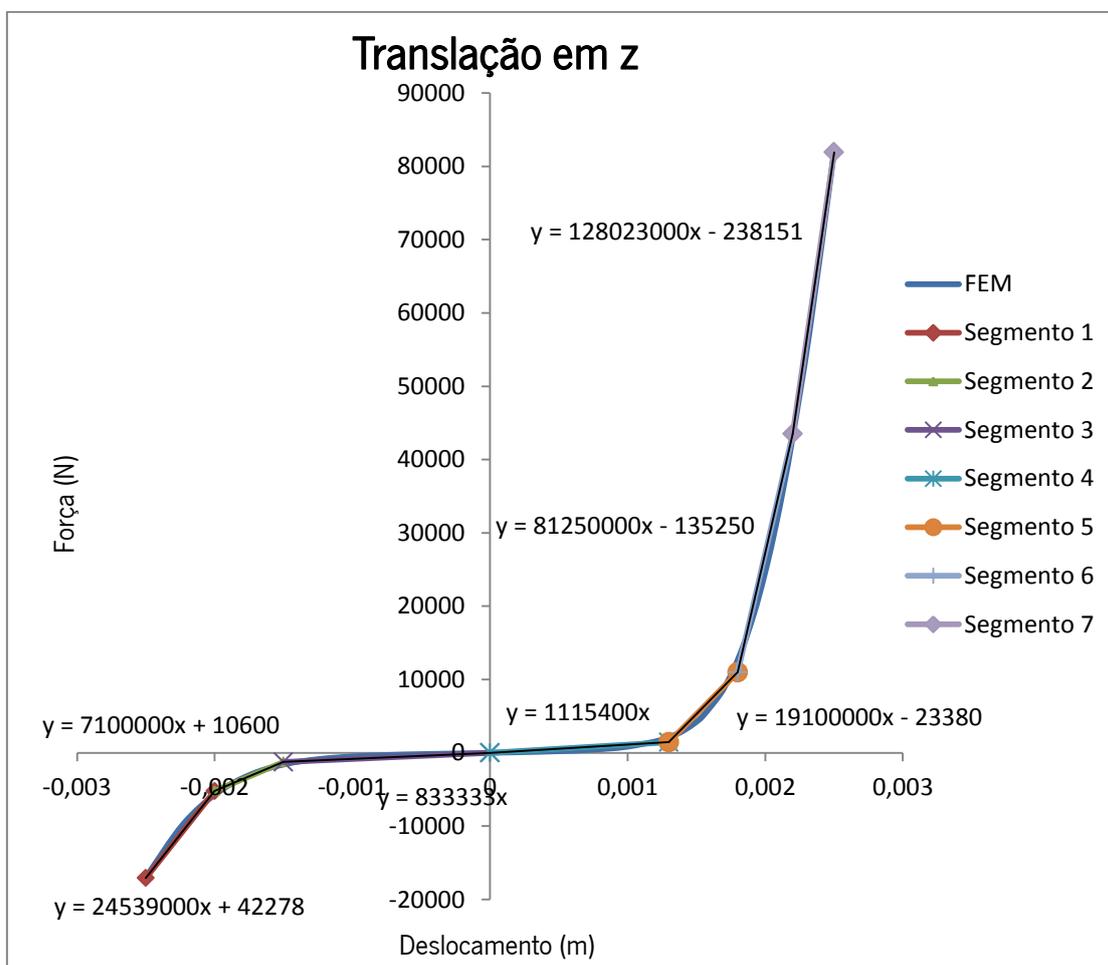


Figura 4.15- Curva de FEM para a translação em z dividida em 7 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.

A Figura 4.15 representa a curva de FEM para a Translação em z, que foi dividida em 7 segmentos, de modo a minimizar ao máximo o erro associado. Esses 7 segmentos correspondem a 7 equações, com 7 diferentes k .

Tabela 4.29- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de FEM para os movimentos em x, bem como os respetivos K.

Translação em x			Rotação em x		
Força (N)	Deslocamento (m)	K (N/m)	Momento (N.m)	Ângulo (°)	K (N/m)
-1141,68	-0,0025	-	-10	-5,97	
-475	-0,0019	1000000	-5,6	-4,8	3,7607
-185	-0,0012	414286	-2,9	-3,3	1,8
0	0	154167	0	0	0,8788
185	0,0012	154167	2,9	3,3	0,8788
475	0,0019	414286	5,6	4,8	1,8
1141,648	0,0025	1000000	10	5,97	3,7607

Tabela 4.30- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de FEM para os movimentos em y, bem como os respetivos K (continuação).

Translação em y			Rotação em y		
Força (N)	Deslocamento (m)	K (N/m)	Momento (N.m)	Ângulo (°)	K (N/m)
-746,11	-0,0025	-	-10	-9,51	
-380	-0,0017	457637	-5,6	-7,9	2,7331
-177	-0,001	290000	-2,9	-5,5	1,125
0	0	177000	0	0	0,5273
280	0,0013	215385	2,6	4	0,65
610	0,0019	570000	5,6	5,9	1,5789
1324	0,0025	1190000	10	7,3	3,1423

Tabela 4.31- Pontos correspondentes a cada uma das segmentações das curvas de FEM para os movimentos em z, bem como os respetivos K (continuação).

Translação em z			Rotação em z		
Força (N)	Deslocamento (m)	K (N/m)	Momento (N.m)	Ângulo (°)	K (N/m)
-17069,575	-0,0025	-	-10	-2,46	-
-5200	-0,002	24539000	-6,5	-1,85	5,7336
-1250	-0,0015	7100000	-3,2	-1	3,8824
0	0	833333	0	0	3,2
1450	0,0013	1115400	3,2	1	3,2
11000	0,0018	19100000	6,4	1,85	3,8824
43500	0,0022	81250000	10	2,46	5,7336
81907	0,0025	128023000			

Pelo facto das curvas terem sido segmentadas, à semelhança dos ligamentos, a equação dos discos intervertebrais será uma função condicional igual à equação 4.1. É de notar que os valores de k e x estão apresentados nas Tabela 4.29, Tabela 4.30 e Tabela 4.31.

O disco intervertebral não possui comprimento natural, logo, os valores de x utilizados para as equações são simplesmente os valores apresentados nas tabelas acima referidas.

Com os supracitados valores foi possível construir as equações usadas para os discos intervertebrais, tendo sido usadas as mesmas curvas de comportamento para todos os níveis da coluna lombar, sem contemplar as suas diferenças.

O processo de construção das equações foi o mesmo que o utilizado para os ligamentos à exceção das equações das rotações, cuja explicação da sua formação é apresentada no Anexo II

Tabela 4.32- Equações da constante de mola para cada movimento do disco intervertebral.

Discos intervertebrais	Equação da constante de mola
Translação em z	$\text{if}((L_m) < -0.002, 24539000, \text{if}((L_m) < -0.0015, 7100000, \text{if}((L_m) < 0, 833333, \text{if}((L_m) < 0.0013, 1115400, \text{if}((L_m) < 0.0018, 19100000, \text{if}((L_m) < 0.0022, 81250000, 128023000)))))) \text{ N/m}$
Translação em y	$\text{if}((L_m) < -0.0017, 457637, \text{if}((L_m) < -0.001, 290000, \text{if}((L_m) < 0, 177000, \text{if}((L_m) < 0.0013, 215385, \text{if}((L_m) < 0.0019, 570000, 1190000)))) \text{ N/m}$
Translação em x	$\text{if}((L_m) < -0.0019, 1000000, \text{if}((L_m) < -0.0012, 414286, \text{if}((L_m) < 0, 154167, \text{if}((L_m) < 0.0012, 154167, \text{if}((L_m) < 0.0019, 414286, 1000000)))) \text{ N/m}$
Rotação em z	$\text{if}((-\Theta_m) < -1.85, 5.7336, \text{if}((-\Theta_m) < -1, 3.8824, \text{if}((-\Theta_m) < 0, 3.2, \text{if}((-\Theta_m) < 1, 3.2, \text{if}((-\Theta_m) < 1.85, 3.8824, 5.7336)))) \text{ Nm/deg}$
Rotação em y	$\text{if}((-\Theta_m) < -5.9, 3.1423, \text{if}((-\Theta_m) < -4, 1.5789, \text{if}((-\Theta_m) < 0, 0.65, \text{if}((-\Theta_m) < 5.5, 0.52727, \text{if}((-\Theta_m) < 7.9, 1.125, 2.7331)))) \text{ Nm/deg}$
Rotação em x	$\text{if}((-\Theta_m) < -4.8, 3.7607, \text{if}((-\Theta_m) < -3.3, 1.8, \text{if}((-\Theta_m) < 0, 0.8788, \text{if}((-\Theta_m) < 3.3, 0.8788, \text{if}((-\Theta_m) < 4.8, 1.8, 3.7607)))) \text{ Nm/deg}$

Como referido anteriormente, também no caso dos discos intervertebrais é necessário fazer o ajuste da resposta das molas. Como as curvas possuem uma parte negativa é preciso encontrar os fatores de acerto dessa parte, sendo que estes são calculados de forma semelhante à positiva mas com os valores de n negativos.

Para uma melhor percepção dos cálculos, da identificação dos x_n e dos k_n e da sua aplicação pode consultar-se o Anexo III.

$$Fator_{n+1} = \frac{x_n \times (k_{n-1} - k_n) + x_{n-1} \times (k_{n-2} - k_{n-1}) + x_{n-2} \times (k_{n-3} - k_{n-2})}{k_n} \quad (4.21)$$

Com $n \leq -2$ e $x_n \leq x_{-2}$

Tabela 4.33- Fatores de acerto da mola calculados para movimento do disco intervertebral.

Fatores de acerto da mola					
Translação em x	Translação em y	Translação em z	Rotação em x	Rotação em y	Rotação em z
0,001425	0,0008696	0,00180439	3,3109049	5,8509897	0,7163248
0,0007534	0,0003897	0,00132394	1,6888667	2,9220889	0,1757676
0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0
-0,0007535	-0,000809	-0,00122408	-1,6888867	-2,3532839	-0,1757676
-0,001425	-0,001377	-0,00166462	-3,3109049	-4,1178945	-0,7163248
		-0,00186022			

Depois de encontrado os fatores (Tabela 4.33) procedeu-se à criação das equações para o comprimento normal da mola que permitem fazer o ajuste das curvas. Como o comprimento natural destas molas é de 0m então os fatores são introduzidos diretamente nas equações segundo a equação 4.9.

No caso das translações tudo se processa normalmente enquanto para as rotações verifica-se o mesmo problema apresentado no Anexo III.

Tabela 4.34- Equações do comprimento natural de mola para cada movimento do disco intervertebral.

Discos intervertebrais	Equação do comprimento natural de mola
Translação em z	if((Lm) <-0.002,-0.00180439, if((Lm) <-0.0015, -0.001302394, if((Lm) <0.0013,0, if((Lm) <0.0018, 0.00122408, if((Lm) <0.0022,0.00166462,0.00186022))))))
Translação em y	if((Lm) <-0.0017,-0.0008696, if((Lm) <-0.001, -0.0003897, if((Lm) <0.0013,0, if((Lm) <0.0019, 0.000809,0.001377))))
Translação em x	if((Lm) <-0.0019,-0.001425, if((Lm) <-0.0012, -0.0007534, if((Lm) <0.0012,0, if((Lm) <0.0019, 0.0007535,0.0014525))))

Rotação em z	if((-Θm) <-1.85, 0.7163248, if((-Θm) <-1, 0.1757676, if((-Θm) <1, 0, if((-Θm) <1.85, -0.1757676, -0.7163248))))
Rotação em y	if((-Θm) <-5.9, 4.1178945, if((-Θm) <-4, 2.3532839, if((-Θm) <5.5, 0, if((-Θm) <7.9, -2.92220889, -5.8509897))))
Rotação em x	if((-Θm) <-4.8, 3.3109049, if((-Θm) <-3.3, 1.6888667, if((-Θm) <3.3, 0, if((-Θm) <4.8, -1.6888667, -3.3109049))))

4.5.5. Comparação dos resultados de FEM com o Modelo Multicorpo

Na Figura 4.16 é apresentada a comparação entre as curvas força-deformação obtidas pelo Método de Elementos Finitos e as produzidas pelo modelo WM.

A diferença percentual foi de -11,11% para a Translação em x, 5,3% Translação em y, 35,7% Translação em z (verifica-se para valores próximos de zero), -2,19% Rotação em x, -8,1% Rotação em y e 1,3% para a Rotação em z.

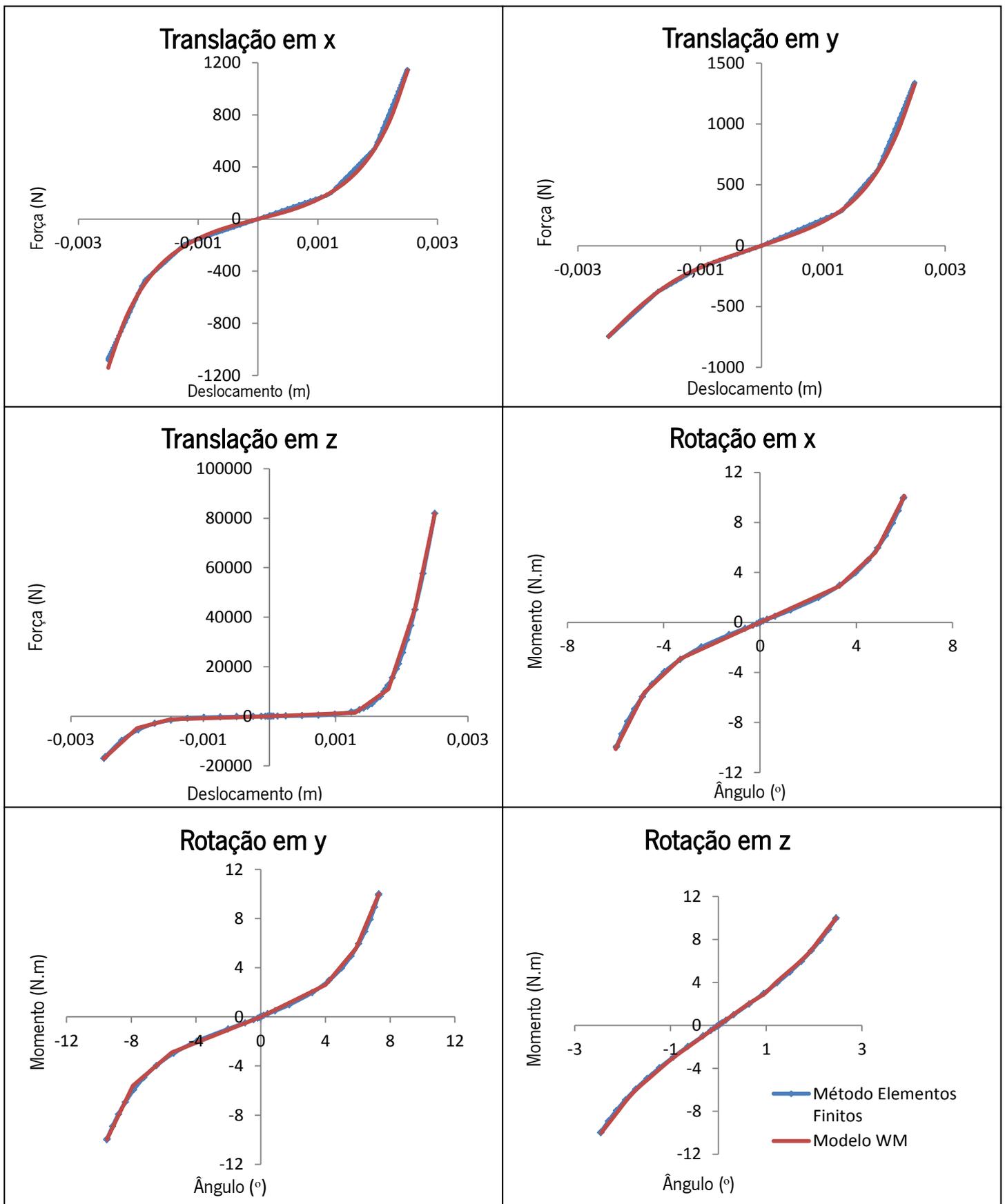


Figura 4.16- Comparação das curvas Força-Deformação dos discos intervertebrais, entre os dados fornecidos pelo Método de Elementos Finitos e o modelo WM.

4.5.6. Amortecimento

Os valores encontrados para as constantes de amortecimento das molas, iterativamente de forma a estabilizar a resposta do sistema, foram de 2500 Kg/s para a Translação em x, 5000 Kg/s para a Translação em y e em z, 0.0125 N.m.s/deg para a Rotação em x e y e por fim 0.025 N.m.s/deg para a Rotação em z.

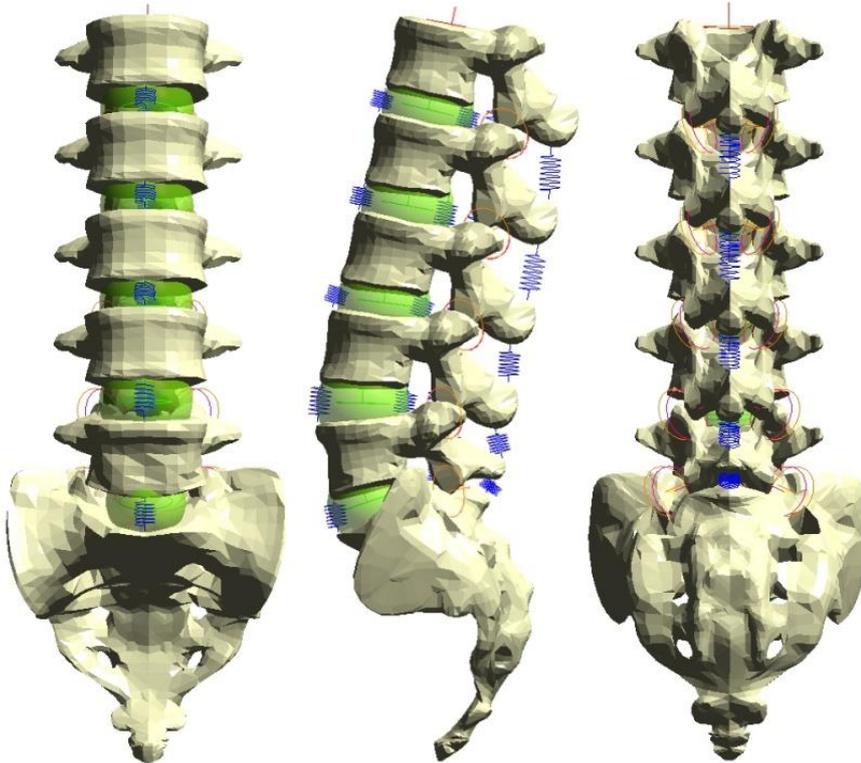


Figura 4.17- Modelo Multicorpo final da coluna lombar, apresentando todas as vértebras com os respectivos discos intervertebrais, todos os ligamentos e todos os separadores implementados no WM.

5. Resultados e Discussão

5.1. Validação do modelo

A validação do modelo dividiu-se em duas partes. Para a primeira parte procedeu-se a uma recolha de dados presentes na literatura sobre ensaios de flexão-extensão, rotação axial e flexão lateral realizados à coluna lombar. Na segunda parte foram usados dados fornecidos pelo OrthoLoad.

5.1.1. Dados provenientes da Literatura

Na literatura apenas foram encontrados três trabalhos cujo estudo incidia sobre a coluna lombar completa, todos os outros autores usavam apenas *motion segments* para efetuar os seus ensaios. Neste sentido, e apesar de os três estudos não serem tão recentes em comparação com outros, optou-se pela validação do modelo com os trabalhos de Panjabi et al (100) e Guan et. al. (101) e Yamamoto et al (102) visto fornecerem um conjunto de dados mais realistas e completos ao testarem cada um dos níveis intervertebrais usando a coluna lombar como um todo.

O trabalho de Panjabi et al (100) apresenta um modelo tridimensional completo de cada nível intervertebral lombar desde a vértebra L1 à primeira vértebra sacral. No seu estudo usaram nove colunas lombares de cadáveres inteiros, frescos e congelados. Às colunas lombares foram aplicados momentos puros de flexão-extensão, rotação axial e flexão bilateral, sendo que os movimentos foram determinados com o uso de estereofotogrametria.

No trabalho de Guan et al (101) dez colunas foram removidas de cadáveres frescos com idades entre os 27 e os 68 anos, e depois submetidas a níveis de carga máxima de 4 Nm. Guan aplicou à coluna momentos puros de flexão-extensão e flexão bilateral tendo os movimentos produzidos sido medidos com um sistema optoeletrónico de quatro câmaras. O objetivo principal de Guan et al com este trabalho foi testar a hipótese da articulação lombossacral humana se comportar de forma diferente das articulações anteriores começando pela L1-L2.

O objetivo do trabalho de Yamamoto e dos seus colaboradores foi determinar quantitativamente os movimentos tridimensionais de toda a coluna lombar incluindo a articulação lombosacral. Para isso utilizaram dez cadáveres humanos frescos da coluna vertebral, desde L1 até ao sacro. Os momentos puros aplicados foram de no máximo 10N.m para a flexão extensão, flexão lateral.

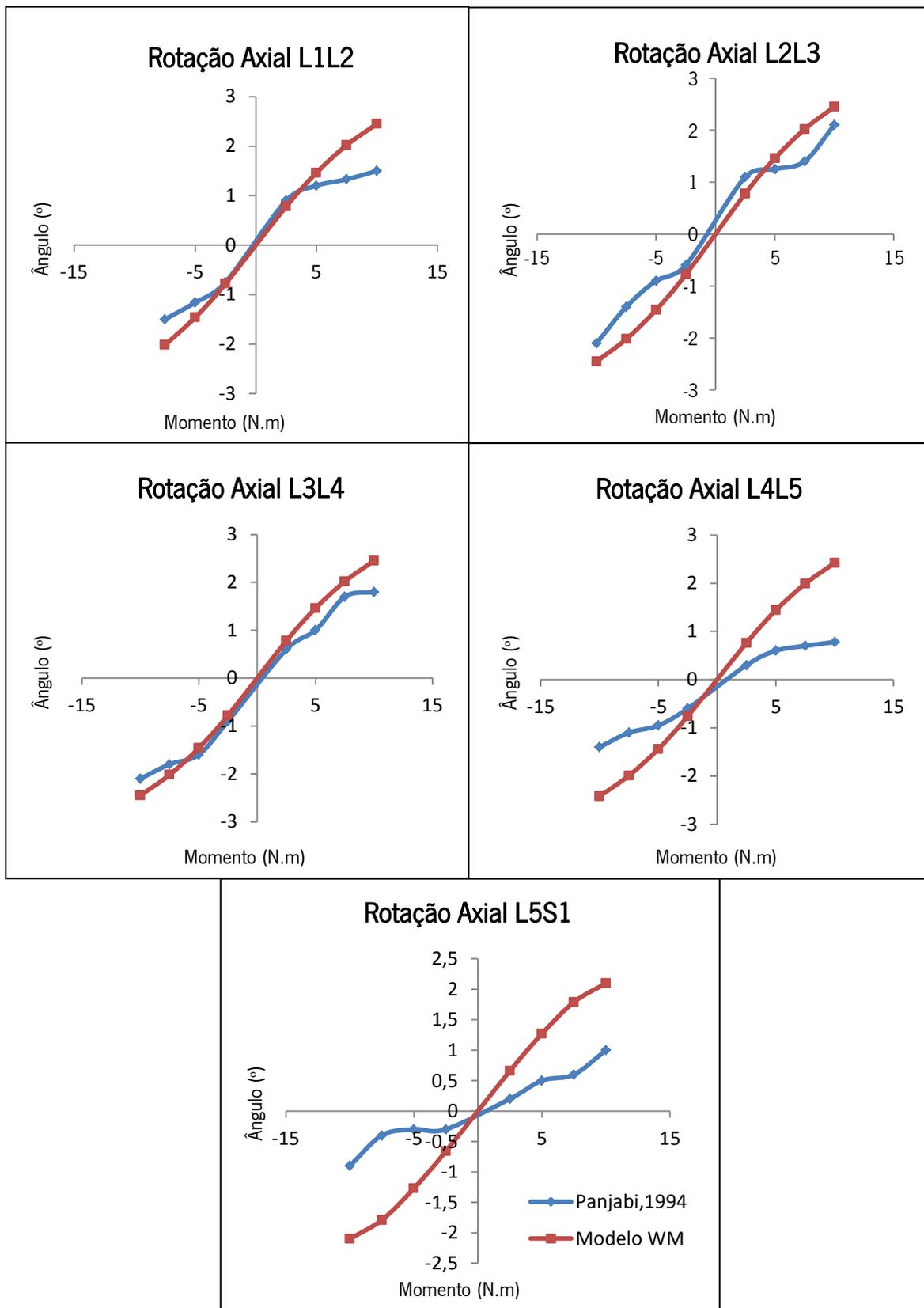


Figura 5.1- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Panjabi durante a Rotação Axial Direita (Momentos negativos) e Rotação Axial Esquerda (Momentos positivos).

Nas figuras anteriormente apresentadas encontra-se a comparação entre o modelo em questão e os dados recolhidos na literatura. Como se pode verificar nos diferentes gráficos da

Figura 5.1 os dados obtidos pela modelo em WM e os dados medidos por Panjabi relativamente à rotação da coluna são bastante semelhantes com a exceção dos dois últimos níveis em estudo (L4L5 e L5S1).

Através dos dados da literatura conclui-se que a rotação axial vai diminuindo progressivamente de L1 até ao nível S1. Aliás, segundo Panjabi existe uma maior variação do ângulo que se traduz num maior movimento entre a segunda e a terceira vértebra ($2,1^\circ$ para cada lado) comparando com as restantes. Este fenómeno é particularmente visível da quarta à sexta vértebra sendo que este último nível (L5S1) não ultrapassa a variação de 1° para cada lado.

A rotação axial do modelo está em concordância com Panjabi visto que a variação angular é semelhante de L1 até S1 embora neste caso a diminuição não seja tão significativa como a demonstrada por Panjabi. Mais detalhadamente, é possível verificar que para L1L2 existe um movimento de $2,45^\circ$ para cada lado que se mantêm até L3L4, sendo que só a partir daí diminui até apresentar $2,1^\circ$ para cada lado no nível L5S1. Da mesma forma, a diferença de movimento obtida por Panjabi em relação à vértebra 2 e 3, não é notada no modelo, uma vez que este autor apresenta os mesmos valores para os primeiros três níveis.

Outro ponto importante que se observa é que o modelo produz dados simétricos e da mesma ordem de grandeza dos dados FEM, ao contrário do que se verifica para os valores obtidos por Panjabi. O modelo é também bastante mais flexível, principalmente nos dois últimos níveis da coluna lombar, como se pode concluir na Figura 5.1

Esta flexibilidade pode advir do fato de no modelo não ter sido implementado o ligamento capsular de faceta que, como o próprio nome indica, têm como localização as facetas articulares.

O LC é responsável por restringir o movimento da coluna nas translações e rotações especialmente na rotação axial, visto que este movimento é o mais propício ao contacto entre as ditas. A sua principal função é evitar o excessivo afastamento das juntas articulares, consequência da sua composição com base em elastina e colagénio, esta estrutura funciona também como amortecedor no contacto entre as facetas suportando a tensão gerada nas mesmas (63).

Como referido no capítulo 4.4.8, para as facetas articulares apenas foram utilizados “separadores” para impedir que estas penetrassem uma na outra. O restante movimento não é restrito existindo grande liberdade de movimento na rotação axial.

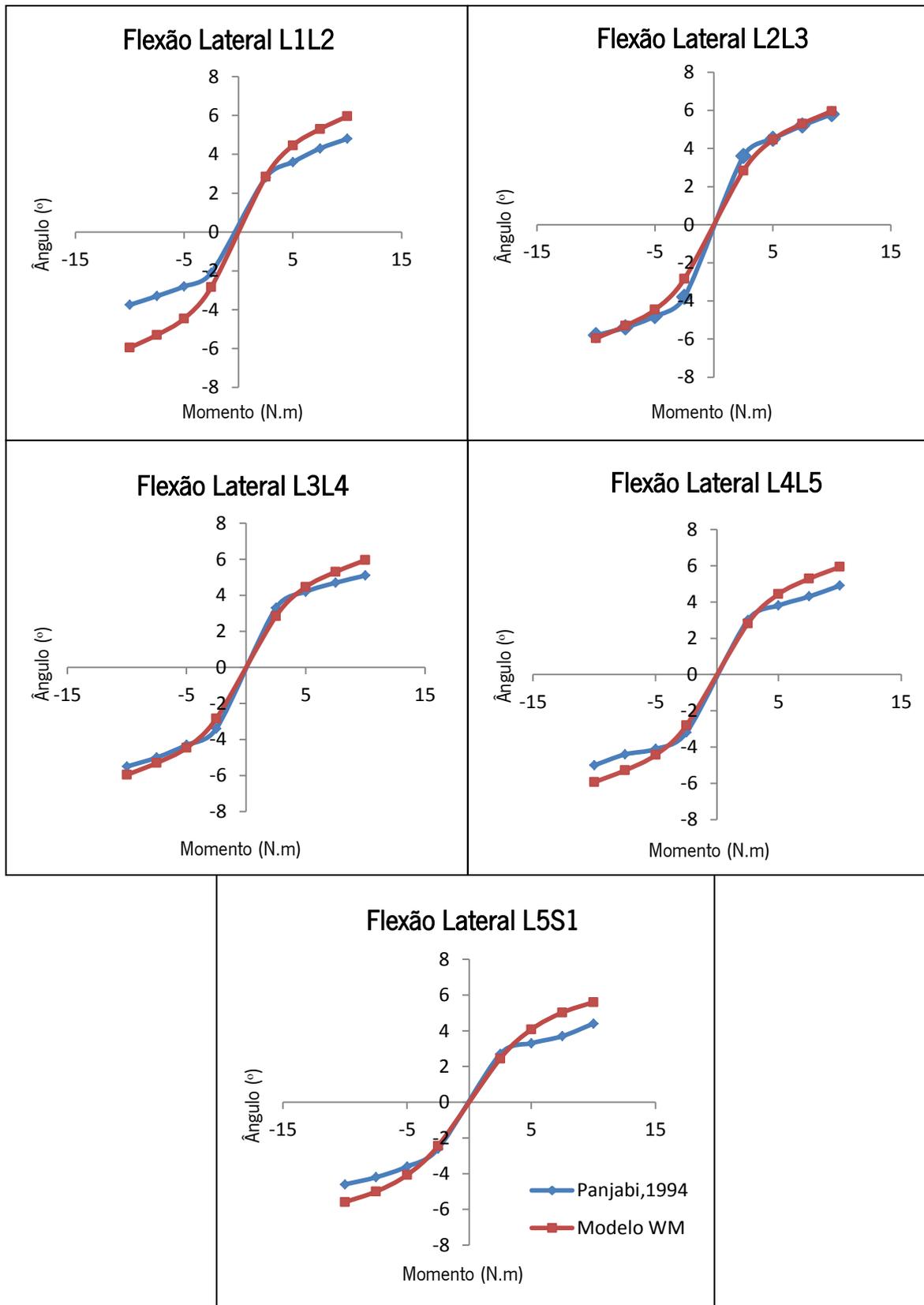


Figura 5.2- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Panjabi durante a Flexão Lateral Esquerda (Momentos negativos) e Flexão Lateral Direita (Momentos positivos)

A Figura 5.2 mostra a comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Panjabi durante a flexão lateral da coluna que como se pode comprovar, são bastante semelhantes existindo mesmo alguns pontos coincidentes, à exceção do nível L1L2 e L5S1 se evidenciam mais as diferenças.

Ambas as curvas parecem apresentar duas fases, uma linear na área central e outra não linear nas extremidades, o que de acordo com Panjabi será mais correto, ao contrário dos estudos que apresentam curvas apenas lineares.

Segundo os autores é notado um maior movimento na segunda e terceira vértebra (5,8 graus para cada lado) em comparação com todas as outras. Este movimento tende a diminuir gradualmente à medida que se percorre a coluna até o sacro (4,6 graus para cada lado), adotando um comportamento idêntico ao apresentado na rotação axial. Assim, e à semelhança do que acontece na rotação axial, o modelo apresentado também tende a diminuir a sua amplitude de movimento ao longo dos níveis embora esta diminuição seja, bastante mais ligeira (de 5,96° em L1L2 para 5,59° em L5S1) que a demonstrada por Panjabi.

Apesar de as curvas serem muito idênticas é de realçar que, tanto para a flexão lateral direita como para a esquerda, o modelo em questão é um pouco mais flexível que os dados provenientes da literatura principalmente no nível L1L2 e L5S1.

Este evento pode resultar da não implementação do ligamento intertransverso, que se situa entre os processos transversos adjacentes e que, muito provavelmente, limita o movimento das vértebras a quando a flexão lateral.

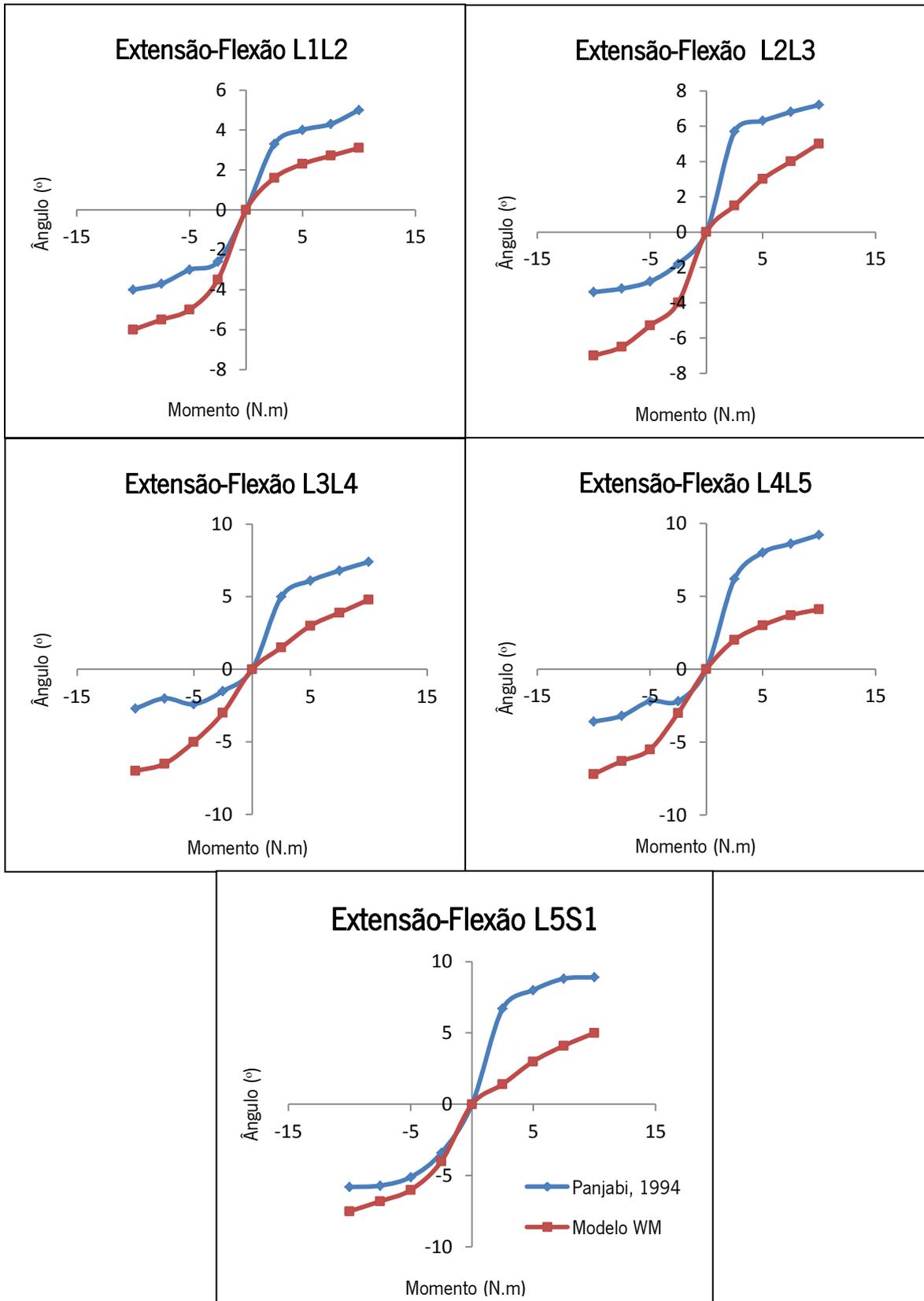


Figura 5.3- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Panjabi durante a Extensão (Momentos negativos) e Flexão (Momentos positivos) da coluna.

A Figura 5.3 mostra a comparação entre os dados de Panjabi e os conseguidos com o modelo durante a extensão e a flexão da coluna. Em comparação com a rotação axial e com a flexão lateral, estes são os dados que mais divergem em relação à fonte. É de notar no entanto, que apesar de os valores estarem bastante desfasados, a forma da curva resultante do modelo é muito semelhante à obtida por Panjabi.

Segundo o autor as maiores amplitudes de movimento são apresentadas no nível L4L5 e L5S1, pois é nestes níveis que a extensão assume valores de $3,6^\circ$ e $5,8^\circ$ enquanto para a flexão assume valores bastante maiores, $9,2^\circ$ e $8,9^\circ$ respetivamente. O modelo utilizado neste trabalho apresenta maior amplitude de movimento aquando a extensão, nomeadamente nos níveis L4L5 e L5S1, $7,2^\circ$ e $7,5^\circ$ respetivamente. Estes valores corroboram os resultados obtidos por Panjabi, no entanto na flexão as maiores amplitudes são encontradas ao nível da segunda e terceira vértebra e da quinta vértebra com o sacro, ambos apresentando 5° de amplitude.

No estudo de Panjabi é possível verificar que o movimento vai sendo maior desde a vértebra superior até ao sacro, passando de 4° para $5,8^\circ$ na extensão e 5° para $8,9^\circ$ na flexão. No modelo este padrão apenas é visível no caso da extensão (6° na primeira vértebra para $7,5^\circ$ no sacro). No que diz respeito flexão é impossível definir um padrão visto que a amplitude do movimento em cada nível aumenta e diminui ao longo da coluna.

Outro aspeto facilmente identificado na figura é que as curvas produzidas pelo modelo WM são mais flexíveis na extensão e menos flexíveis na flexão que as curvas apresentadas por Panjabi. Este fenómeno não está de acordo com a fisiologia humana, pois a coluna é bastante mais flexível na flexão do que na extensão (49).

Uma das possíveis causas para a rigidez do modelo durante a flexão e flexibilidade durante a extensão, pode advir da presença dos ligamentos. A extensão é influenciada por dois ligamentos presentes no modelo, os ligamentos longitudinal anterior e posterior, enquanto na flexão existem três ligamentos influenciadores, nomeadamente os ligamentos supra e inter espinhoso e o ligamento flavo. Para analisar a hipótese de influência dos ligamentos na rigidez durante a flexão, foi efetuado um estudo cujos resultados são apresentados no Anexo V, onde foram eliminados todos os ligamentos da coluna deixando apenas os discos intervertebrais. Como se pode verificar no Anexo referido anteriormente, o modelo sem os ligamentos torna-se mais flexível tanto na extensão como na flexão para todos os níveis, como era de esperar. Conclui-se então que os ligamentos são uma parte importante na contribuição para a rigidez do modelo, no entanto os dados conseguidos para a formação das curvas dos ligamentos, são os

mais próximos da realidade que se conseguiu encontrar na literatura, pois a maior parte dos autores apenas consideram a parte linear da curva força-elongamento dos ligamentos.

Porém com a observação da Figura 5.3 foi possível verificar que a rigidez do modelo, não se deve apenas à rigidez dos ligamentos. Efetivamente na ausência de ligamentos, o modelo continua a ser mais rígido na flexão que os dados obtidos por Panjabi em todos os níveis da coluna exceto no primeiro (L1L2). Os dados do modelo sem os ligamentos, são coincidentes com os dados obtidos no Método de Elementos Finitos, como se pode verificar na figura acima citada, o que demonstra que o comportamento distinto apresentado pelo modelo provém dos dados utilizados para o formular.

O Método de Elementos Finitos forneceu para um momento de 10 N.m ângulos de $9,5^\circ$ na extensão e apenas de $7,3^\circ$ na flexão o que por si só já faz com que a flexibilidade na extensão seja maior que na flexão. Portanto uma das soluções possíveis para resolver esta discrepância poderá passar por uma correção dos dados de FEM originais utilizados como fonte.

Os principais movimentos da coluna foram já apresentados, para os desvendar foram efectuados vários carregamentos em diferentes direções e o movimento correspondente a cada direção foi medido.

Na literatura pode encontrar-se uma extensa lista de estudos relativos aos movimentos principais que usam uma margem de variação associada a esses movimentos para definir a instabilidade da coluna. É com base neste tipo de movimentos que se define a quantidade de movimento de cada nível da coluna.

No entanto existem outros movimentos que também podem ser medidos enquanto ocorre um movimento principal. Estes movimentos são designados de movimentos acoplados e servem para verificar a qualidade do movimento tanto em translação como em rotação. Segundo Panjabi estes valores podem ser uma forma mais segura de medir a instabilidade da coluna.

Alguns estudos têm demonstrado que indivíduos com problemas de coluna apresentam movimentos acoplados enquanto que indivíduos sem qualquer tipo de patologia, não os apresentam, o que no futuro pode tornar-se indicadores fundamentais da degeneração da coluna.

A imagem seguinte traduz os movimentos acoplados (extensão-flexão e flexão lateral) medidos durante a rotação axial.

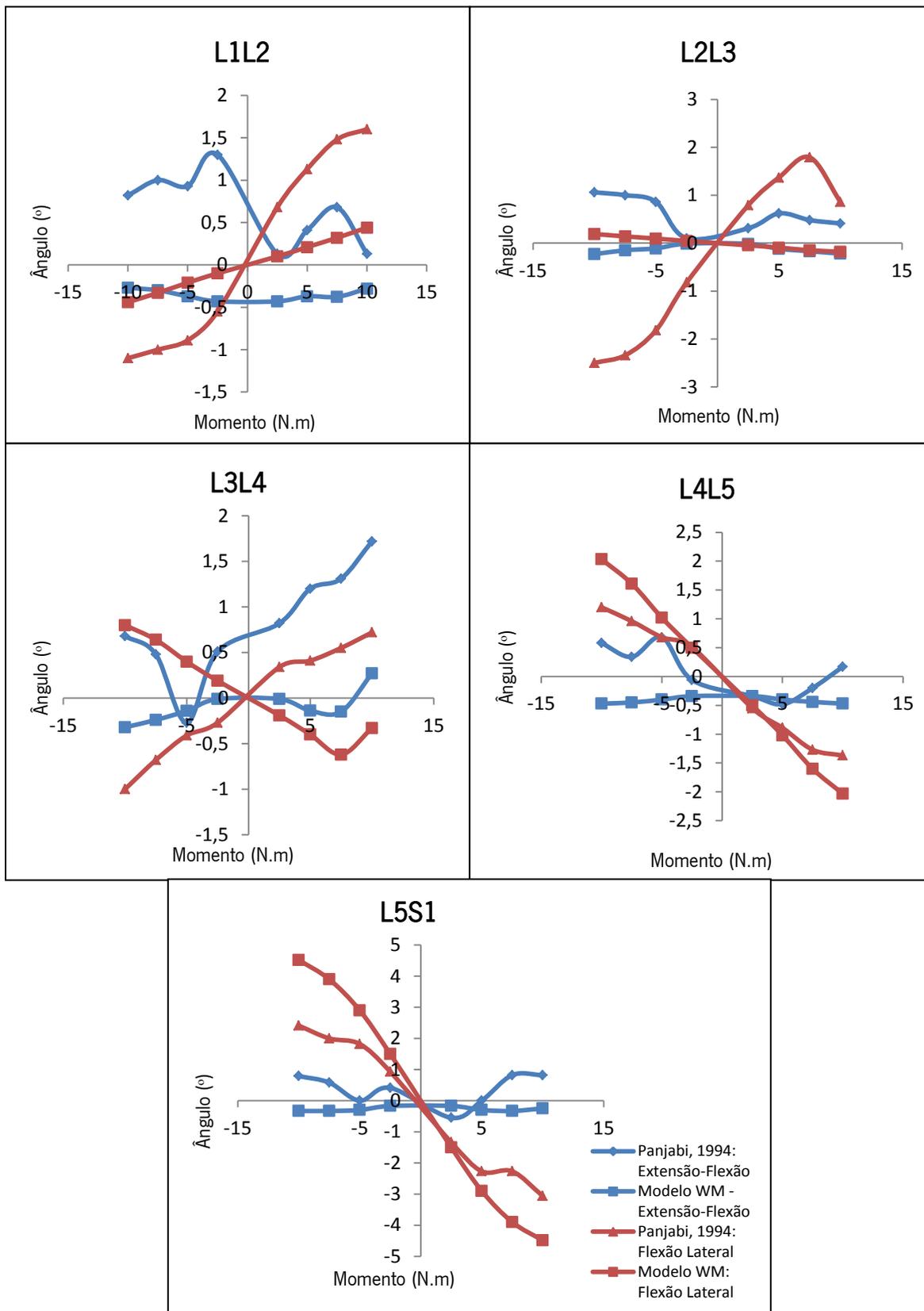


Figura 5.4- Comparação da rotação acoplada medida pelo modelo MBS e por Panjabi durante a Rotação Axial da coluna.

A rotação axial induziu movimentos de rotação (flexão-extensão e flexão lateral) não produzindo translações significativas.

Para a flexão-extensão os movimentos obtidos foram menores que os obtidos para a flexão lateral, tanto para Panjabi como para o modelo de trabalho, sendo que o valor máximo foi de 1,72 graus para a flexão entre a vértebra três e quatro no caso de Panjabi e no caso da flexão lateral o máximo valor obtido foi de 3,6 graus entre a vértebra cinco e o sacro. Pode concluir-se que durante a rotação axial existe mais movimento lateral que antero-posterior.

Os valores obtidos para a flexão-extensão tanto em Panjabi como no modelo multicorpo são valores muito próximos de zero, sendo que as únicas exceções se verificam ao nível das vértebras um-dois e três-quatro.

No que diz respeito à flexão lateral, nos níveis mais cefálicos não existe semelhanças entre os dados de Panjabi e do modelo, devido principalmente à movimentarem-se para lados contrários. O modelo, excluindo o primeiro nível, opta sempre pelo mesmo padrão de movimento, enquanto os dados fornecidos por Panjabi só assumem esse movimento a partir do nível L4L5. Nos dois últimos níveis as semelhanças entre as curvas são notáveis.

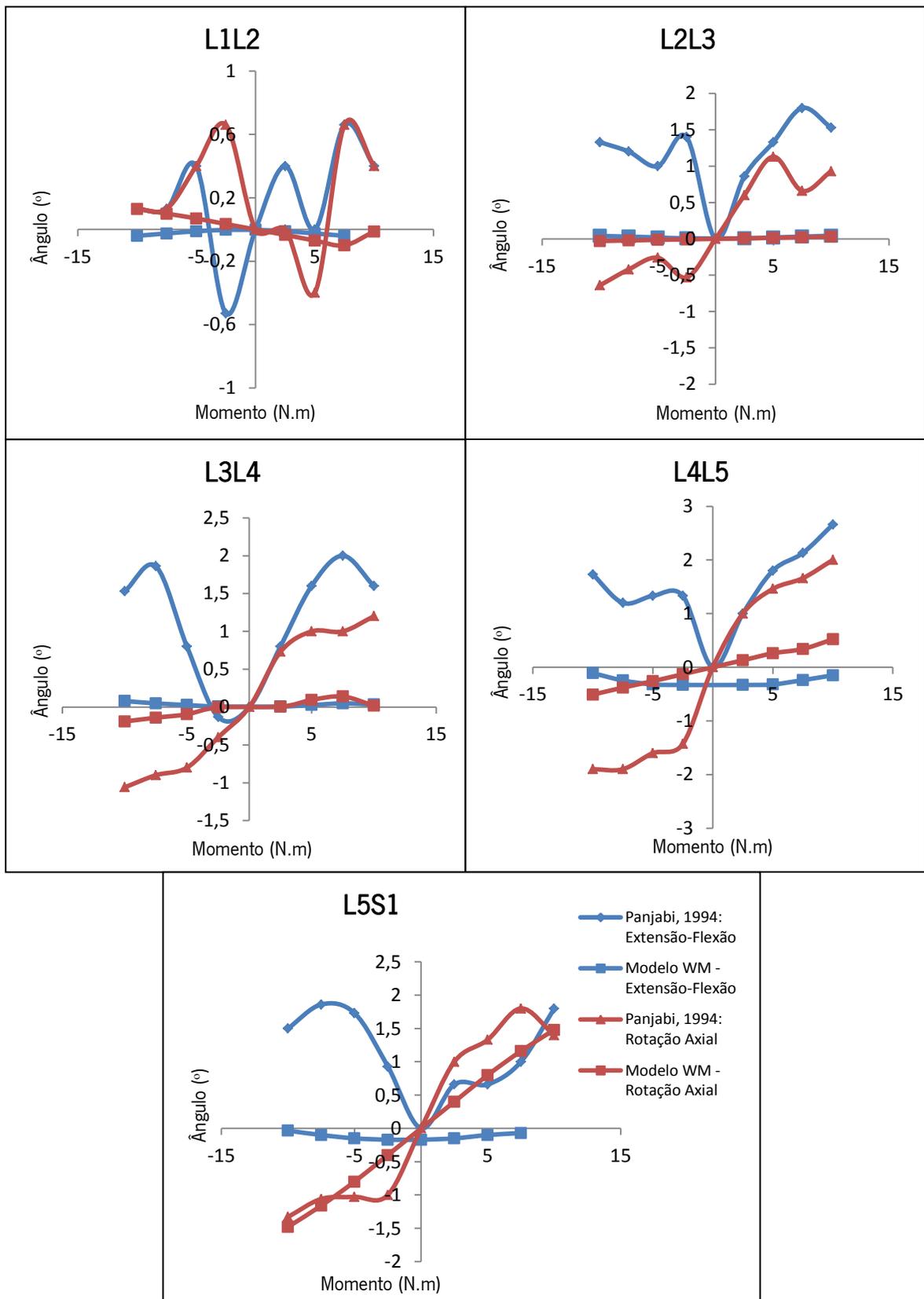


Figura 5.5- Comparação da rotação acoplada medida pelo modelo MBS e por Panjabi durante a Flexão Lateral da coluna.

A Figura 5.5 traduz os movimentos acoplados medidos durante a flexão lateral, onde mais uma vez estes movimentos foram apenas de rotação (flexão-extensão e rotação axial) pois as translações não foram significativas.

Segundo Panjabi, na extensão-flexão a menor amplitude de movimento ocorreu ao nível da vértebra um e dois. Por outro lado, nos níveis mais próximos do sacro os movimentos apresentados foram sensivelmente maiores, chegando a atingir $2,66^\circ$ em L4L5. Ainda relativamente à extensão-flexão é de notar que tanto para a flexão lateral direita como para a esquerda, só existiram movimentos de flexão e nunca de extensão, o que na escala utilizada corresponde a ângulos positivos.

O modelo apresenta valores muito próximos de zero e maioritariamente negativos, indicando o movimento de extensão sendo importante referir que para o caso dos movimentos acoplados na rotação axial, a conclusão retirada foi a mesma.

No que diz respeito aos movimentos acoplados relativos à rotação axial, Panjabi afirma que a amplitude de movimento vai aumentando à medida que se progride da vértebra um até a cinco atingindo os 2° , seguidos de uma pequena diminuição de amplitude entre a vértebra 5 e o sacro, estabilizando nos $1,4^\circ$.

O modelo apresenta um aumento de amplitude de movimento desde a vértebra L1 até ao sacro. Este aumento é mais visível no último nível onde se igualam os dados obtidos por Panjabi.

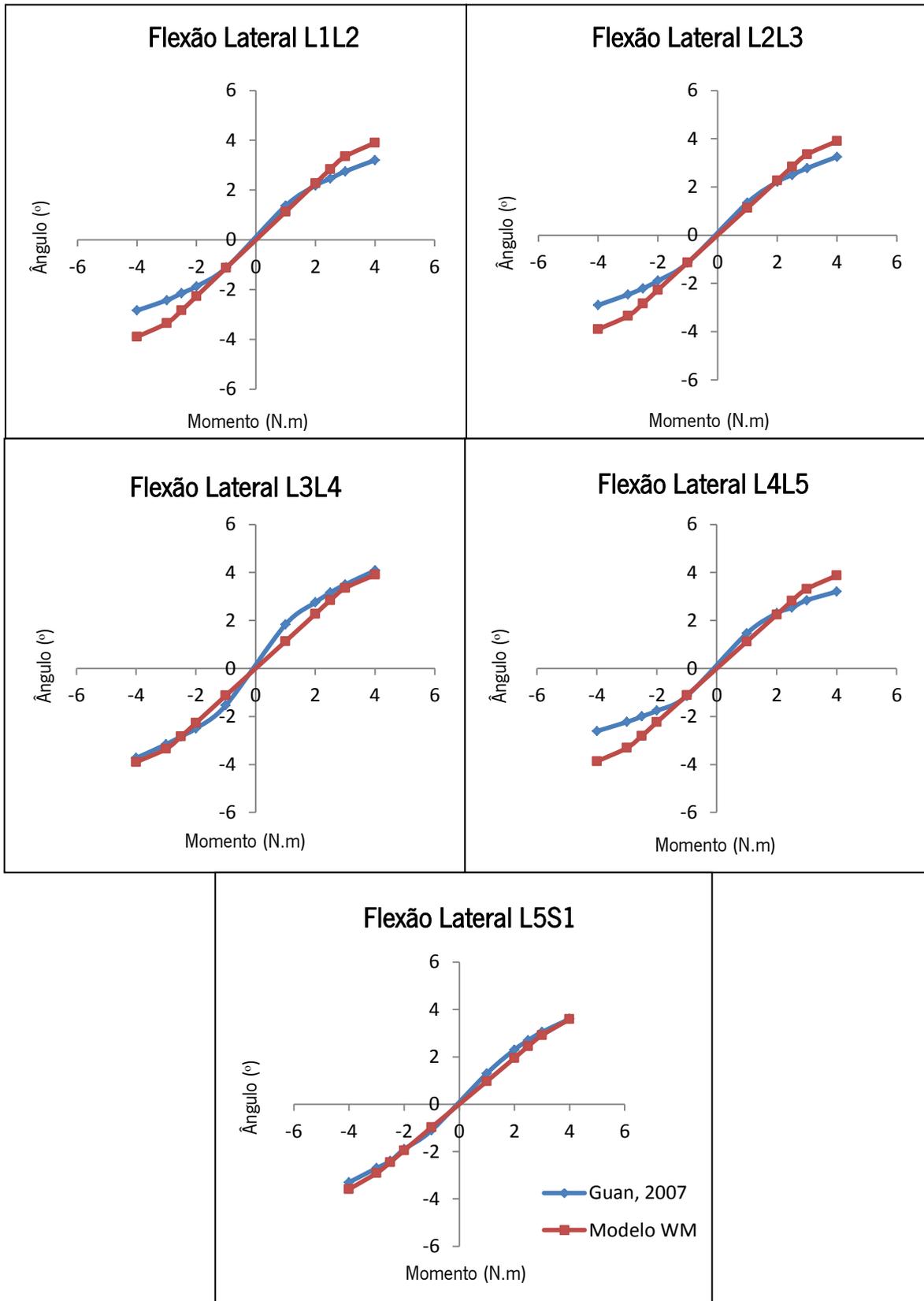


Figura 5.6- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Guan durante a Flexão Lateral Esquerda (Momentos negativos) e Flexão Lateral Direita (Momentos positivos).

Assim como já verificado para Panjabi, a conclusão a que se chega pela análise das curvas da Figura 5.6 é que, também, estas são muito semelhantes existindo até alguns pontos de coincidência, principalmente para o caso dos níveis L3L4 e L5S1.

Ambas as curvas tendem a aproximar-se da forma linear, no entanto a que mais se assemelha é a curva produzida pelo modelo multicorpo. Outro fato fácil de se observar é que o modelo é mais flexível que os dados apresentados por Guan et al (101) tanto para a flexão lateral direita como esquerda, principalmente ao nível L1L2, L2L3 e L4L5, o que já acontecia na comparação com Panjabi. Assim como explicado em Panjabi esta maior flexibilidade pode dever-se à não implementação do ligamento transverso.

Segundo os Guan e Panjabi a amplitude de movimento na flexão lateral, vai aumentando até ao nível L3L4 atingindo nesse nível o seu movimento máximo de 4.08 graus e depois tende a diminuir até ao sacro. O modelo apresenta o seu valor máximo para os 3 primeiros níveis (3,9 graus) e a partir desse momento decresce assim como acontece para Guan e Panjabi.

A média da amplitude de movimento apresentada pelo modelo é de 3,1° encontrando-se dentro dos parâmetros obtidos por Guan, cuja média é a mesmo que para o modelo, Tencer et al (103) que apresenta uma média de 3° e Schultz (104) de 4 graus.

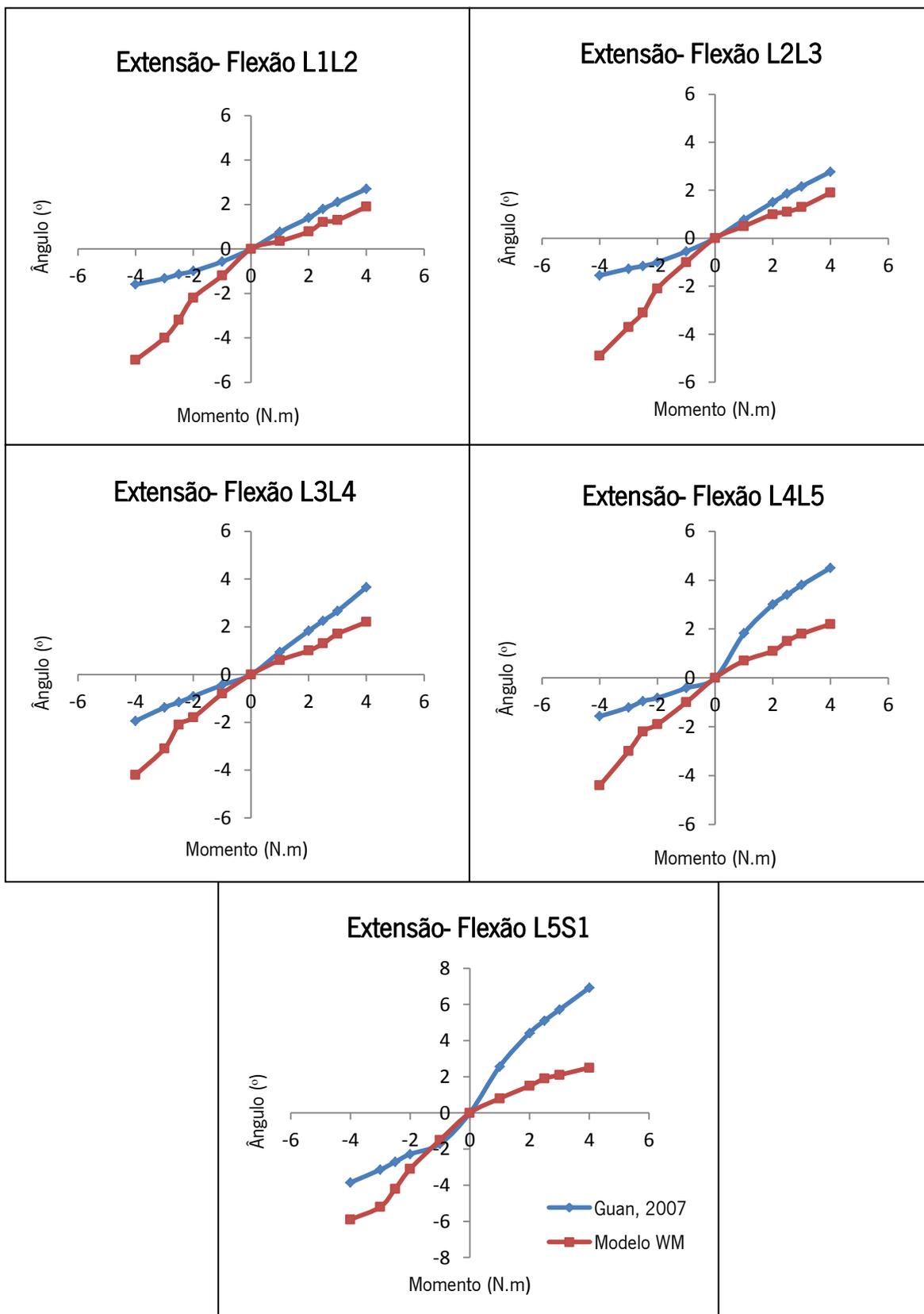


Figura 5.7- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM e os dados medidos por Guan durante a Extensão (Momentos negativos) e Flexão (Momentos Positivos) da coluna.

A Figura 5.7 mostra a comparação entre os dados de Guan e os adquiridos com o modelo durante a extensão e a flexão da coluna. As curvas obtidas seguem um padrão apesar de não serem visíveis grandes semelhanças entre elas, assim como acontecia para Panjabi.

Os autores acima referidos pretendiam comprovar que as maiores amplitudes de movimento se efetuavam ao nível lombosacral devido às suas diferenças anatômicas relativamente aos níveis mais cefálicos. De facto, nesta região a orientação e o peso do disco tornam-se ligeiramente diferentes, fatores que segundo os autores aumentam a flexibilidade da junta.

Ao nível da primeira e segunda vértebra, Guan apresenta valores para a extensão e flexão de $1,6^\circ$ e $2,7^\circ$ respetivamente, ao passo que para o nível entre a quinta vértebra e o sacro apresenta $3,85^\circ$ para a extensão e $6,92^\circ$ para a flexão. O modelo utilizado neste trabalho apresenta também uma maior amplitude de movimento tanto para a extensão como para a flexão ao nível da quinta vértebra e do sacro, passando de 5° na extensão e $1,9^\circ$ na flexão no primeiro nível para $5,9^\circ$ e $2,5^\circ$ no último. Apesar de este resultado ser concordante com os resultados obtidos pelos autores, a verdade é que as diferenças entre os níveis não são tão significativas como as obtidas por Guan. Mais, o modelo não se comporta de acordo com a fisiologia humana ao contrário do de Guan, isto porque o modelo é mais flexível que o anterior para todos os níveis durante a extensão, apresentando amplitudes demasiado grandes de acordo com a literatura. Além de ser menos flexível em todos os níveis durante a flexão, apresenta também valores demasiado baixos de acordo com a literatura.

O mesmo se verifica na comparação com Panjabi, onde as conclusões em relação a rigidez do modelo se supõem as mesmas. A rigidez dever-se-á à influência dos ligamentos, e aos dados FEM utilizados para a construção das equações do modelo do IVD para a extensão-flexão.

Yamamoto et al testou toda a coluna lombar incluindo a articulação lombosacral durante a extensão-flexão e a flexão lateral, sendo que a comparação final das amplitudes de movimento medidas pelo modelo, por Panjabi, Guan e Yamamoto é apresentada nas imagens seguintes.

Relativamente à comparação entre os dados obtidos pelo modelo e Yamamoto na extensão-flexão, o que se pode concluir é que estes apresentam amplitudes de movimento idênticas em relação aos níveis mais cefálicos o que já não se verifica para os dois últimos níveis (L4L5 e L5S1).

O modelo exhibe, para os dois movimentos, uma amplitude de movimento mais semelhante à obtida por Panjabi para os níveis L1L2 e L3L4 e mais parecida com Guan nos restantes níveis.

No que diz respeito à flexão lateral os valores obtidos pelo modelo são similares aos obtidos por Yamamoto com exceção do nível entre a segunda e a terceira vértebra. Neste caso os valores obtidos pelos autores e pelo modelo não se distanciam mais de 3 graus, valor este obtido no nível L2L3.

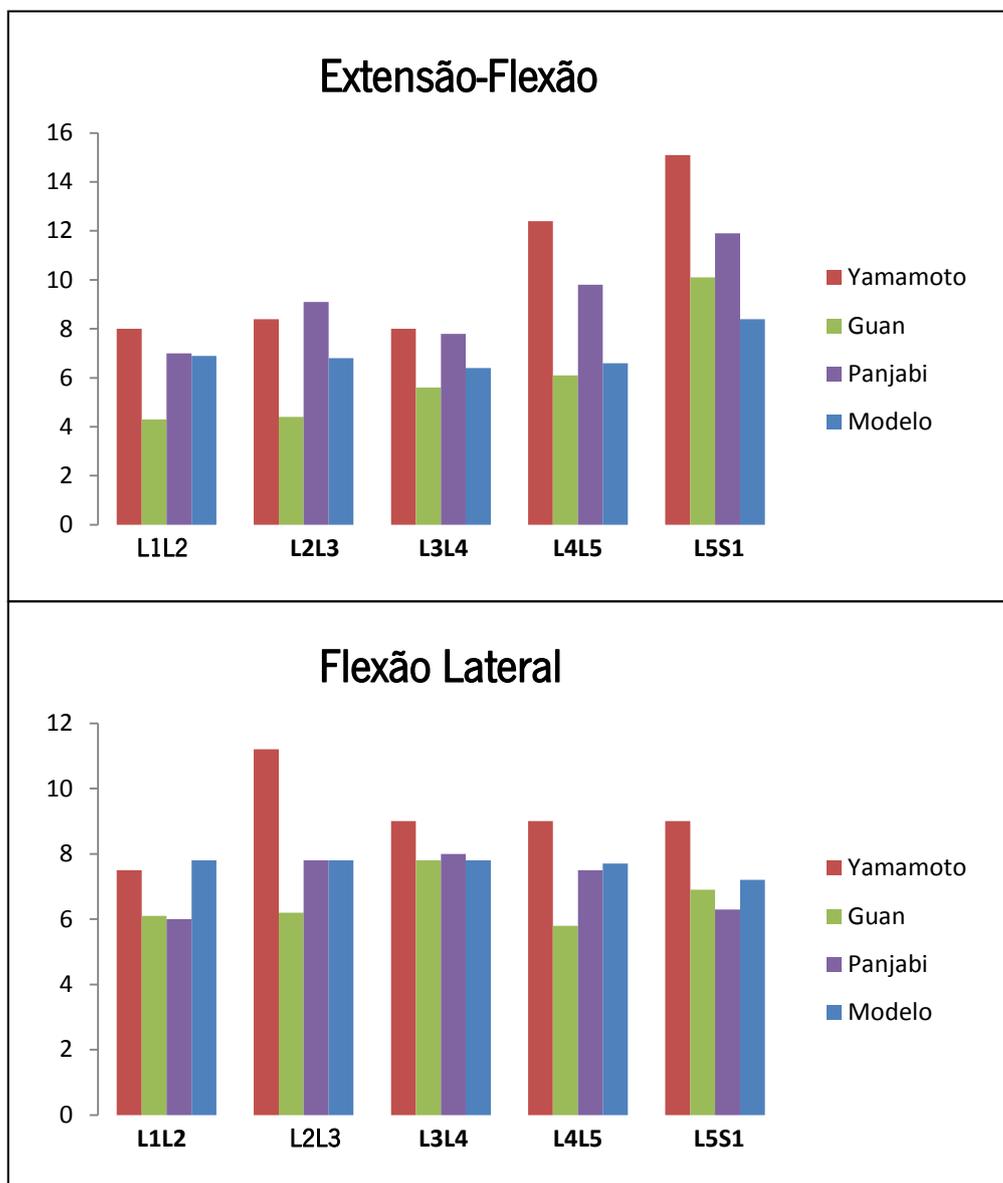


Figura 5.8- Comparação das amplitudes de movimento entre o estudo presente e os dados da literatura para os movimentos de Extensão-Flexão e Flexão Lateral. Todos os dados foram comparados para um momento de 4 N.m.

Para o caso da extensão-flexão, Yamamoto aparenta ter alcançado maiores amplitudes de movimento para todos os níveis com exceção do L2L3, seguido por Panjabi, pelo trabalho presente e por fim por Guan.

Os resultados obtidos por Yamamoto tendem a distanciar-se dos outros estudos in vitro, apesar de terem adotado os mesmos procedimentos de teste e os mesmos grupos de idades para os cadáveres.

5.1.2. Orthoload

O Orthoload (105) é uma base de dados pública que contém as cargas que atuam em diferentes tipos de implantes ortopédicos durante várias atividades humanas comuns do dia-a-dia, sendo medidas forças e momentos in vivo através de implantes instrumentados que transmitem os dados por telemetria.

Todos os dados são documentados com vídeos e contêm vários tipos de informação, desde o tipo de intervenção ortopédica sofrida pelos pacientes até aos gráficos das forças e momentos registados.

O implante selecionado para esta validação foi o *vertebral body replacement* e o movimento escolhido foi um movimento básico de flexão da parte superior do corpo.

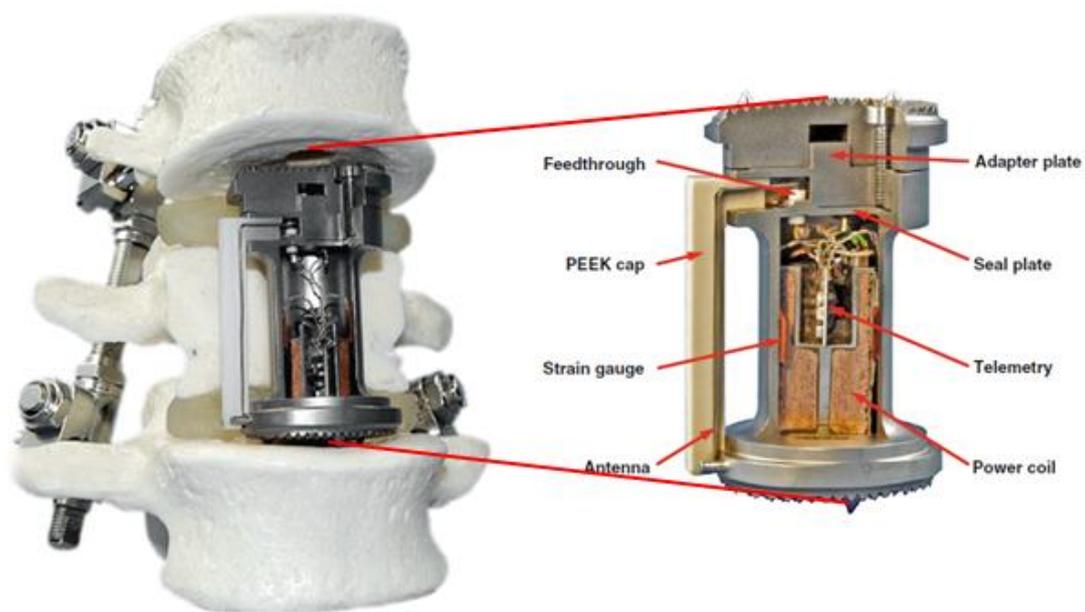


Figura 5.9- Vertebral body replacement do Orthoload (Adaptado (105))

O indivíduo que realizou esse movimento possuía a vértebra L1 fraturada pelo que o dispositivo foi implementado entre a vértebra T12 e a L2 e o modelo foi testado para esse mesmo nível. Os dados foram retirados do Orthoload e inseridos no Working Model com o objetivo de comparar e avaliar a precisão dos resultados.

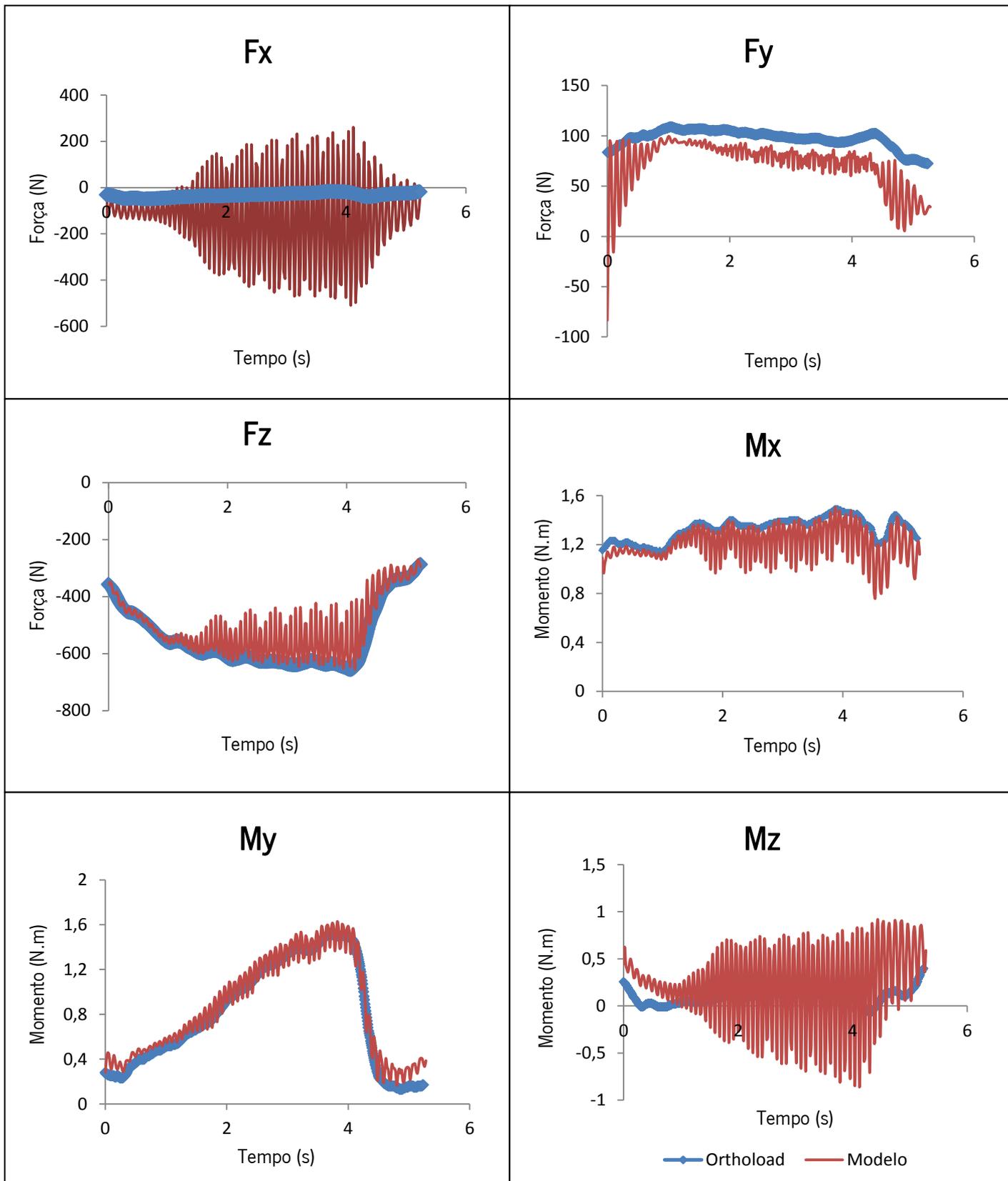


Figura 5.10- Comparação dos dados provenientes do Orthoload com o presente estudo. Forças (F) e Momentos (M) aplicadas na direção X (antero-posterior), Y (dirigida para a esquerda e perpendicular ao plano sagital) e Z (direção vertical).

Como se pode observar na Figura 5.10 o modelo não é tão preciso como se esperava, principalmente para a força em x e os momentos em z. Todavia a maioria dos casos o modelo segue os dados do Orthoload como se pode observar para o momento em y.

Um das razões que pode dificultar este processo é que os dados obtidos do Orthoload foram introduzidos no WM em forma de tabela onde a cada tempo específico corresponde uma determinada força ou momento. Este método de introdução de dados faz com que o programa seja obrigado a fazer iterações para cada caso resultando numa estabilização mais difícil¹.

5.2. Aplicação do modelo

5.2.1. Análise do movimento

A Tabela 5.1. apresenta as amplitudes de movimento da coluna para os diferentes movimentos de acordo com Joana (49).

Sabendo as amplitudes limites a que a coluna pode estar sujeita foi realizado um estudo no WM tendo em conta o ângulo produzido na primeira vértebra para aferir o valor máximo de forças e momentos a serem aplicados.

Tabela 5.1- Amplitudes máximas de movimento para cada movimento da coluna. Ângulo máximo obtido de Joana. (49)

	Flexão		Ângulo Máximo	Flexão Lateral		Ângulo Máximo	Rotação Axial
	Orthoload			Orthoload			Orthoload
Ângulo Máximo	Força em X	Momento em Y		Força em Y	Momento em X		Momento em z
							
52° a 60°	700 N	60 N.m	18° a 29°	90 N	10 N.m	5° a 9°	5,5 N.m

¹ A melhor solução passaria pela introdução de apenas uma equação, mas devido às restrições do programa, os valores obtidos não eram fiáveis.

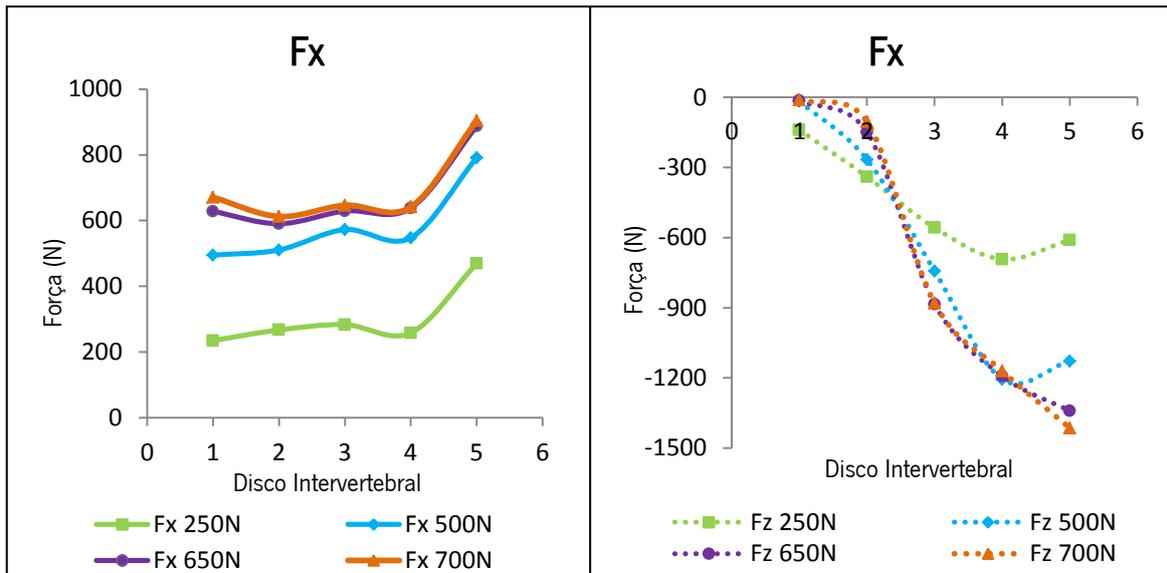


Figura 5.11- Dados obtidos durante a aplicação de quatro forças na direção X, 250N, 500N, 650N e 700N que provocam a Flexão da coluna.

A aplicação de forças em X, na vértebra L1, provocam a flexão da coluna, tendo os dados mais significativos sido encontrados para Fx e Fz como se pode ver na Figura 5.11.

Tanto para Fx como para Fz o que se verifica é que a força aumenta desde L1 até S1. No caso de Fx as curvas de 250N e 500N comportam se praticamente da mesma maneira pois ambas apresentam um valor igual ao da força aplicada para o primeiro nível. A força aumenta até L3L4, seguida de uma diminuição em L4L5 e voltando a aumentar até ao último nível. As curvas de 650N e 700N comportam se da mesma forma, e tem um comportamento muito semelhante às primeiras, as únicas diferenças residem na diminuição de força em L2L3 sendo a força apresentada no primeiro nível não corresponder à força aplicada. Do primeiro para o último nível todas as curvas aumentam entre 150 e 250N.

No que toca ao Fz todas as curvas começam próximas de zero porque a força aplicada é na direção de x. Mais uma vez, assim como acontece para Fx, as curvas 250N e 500N tem um comportamento semelhante entre si assim como as de 650N e 700N. Para as duas primeiras curvas e ao contrário do que acontece para Fx a força aumenta até ao nível 4 diminuindo no nível 5. Enquanto para as outras duas a força aumenta sempre até ao último nível. Nestas curvas o aumento de força do primeiro para o último nível é bastante maior comparando com a de 200N apresentado em Fx.

Assim como demonstrado anteriormente na validação do modelo, e o afirmado por Guan, é comum que ao nível lombosacral exista uma maior amplitude de movimento e consequentemente uma maior força assim como apresentado na figura acima.

Na compressão existe um notório aumento da força até ao nível L5S1 dado a maior propensão dos níveis lombares estarem sujeitos à compressão.

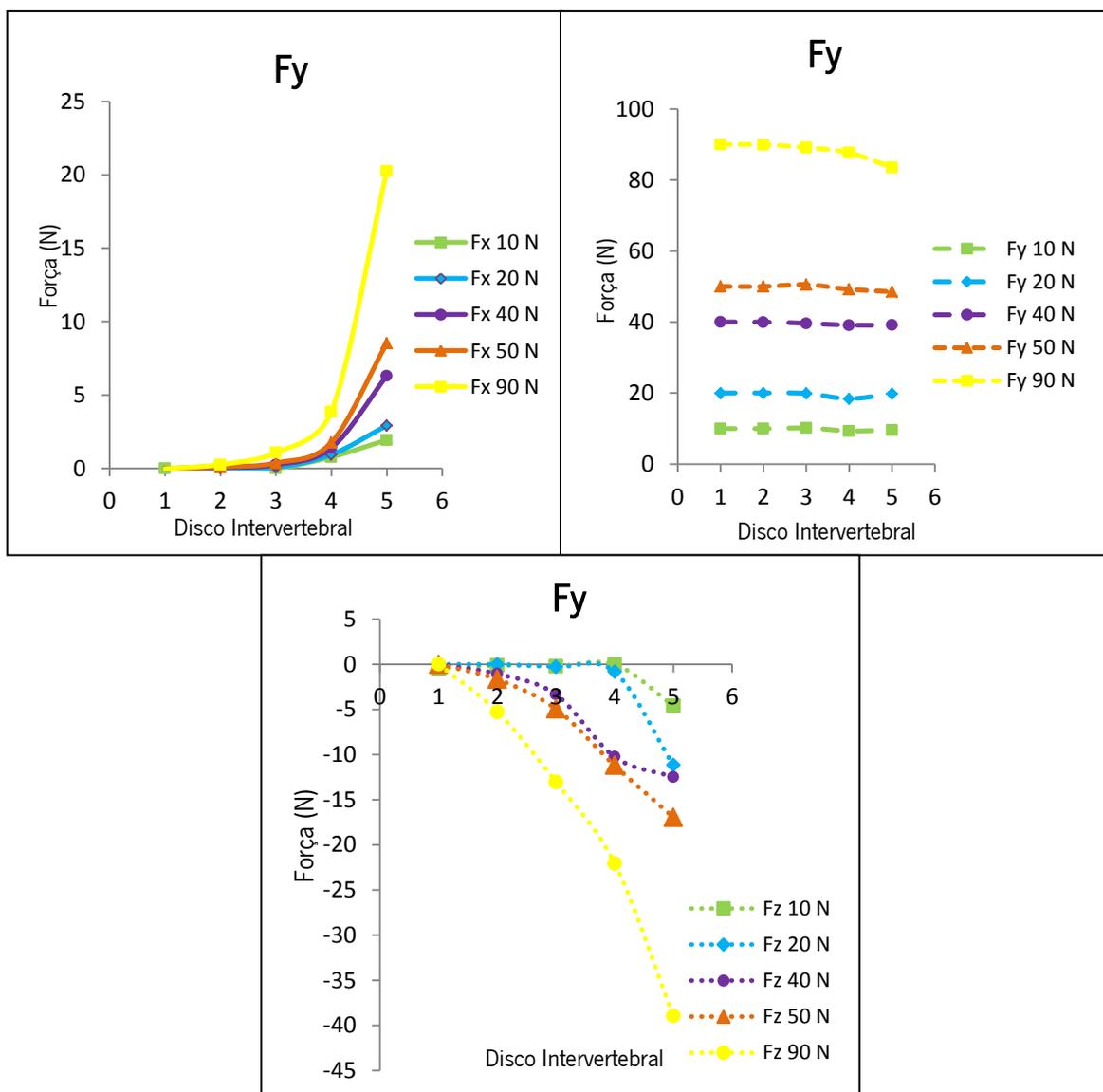


Figura 5.12- Dados obtidos durante a aplicação de cinco forças na direção Y, 10N, 20N, 40N, 50N e 90N que provocam a Flexão Lateral da coluna.

A aplicação de forças em Y, provoca a flexão lateral da coluna da qual resultam valores para Fx, Fy e Fz como observado na Figura 5.12.

Assim como no caso apresentado anteriormente, forças aplicadas em x, mais uma vez é possível verificar que em Fx as forças tendem a aumentar à medida que se percorre a coluna até ao sacro. No entanto é de notar que a força aplicada é sempre maior que a força medida nos IVDs, sendo que para 90N a força produzida é apenas de 20,3N. Este resultado é expectável porque numa flexão lateral a força e o deslocamento em x não são essenciais ao movimento.

Como seria de esperar o F_y apresenta as maiores forças, e conseqüentemente maiores deslocamentos. Pode verificar-se que todas as curvas assumem um comportamento bastante semelhante e que a força ao longo dos níveis se mantém aproximadamente igual à força aplicada. Apenas para o caso de 90N se nota uma pequena diminuição da força nos dois últimos níveis, o que sugere que para a flexão lateral todos os níveis são sujeitos a uma força semelhante.

Assim como para F_x , também as curvas de F_z começam próximas de zero e possuem um comportamento bastante semelhante. A força medida nos IVDs aumenta à medida que se aproximam do nível lombo sacral, visto ser a região mais sujeita à compressão. Em oposição, as outras duas a força aumenta sempre até ao último nível, comportando de forma semelhante ao modelo de Guan.

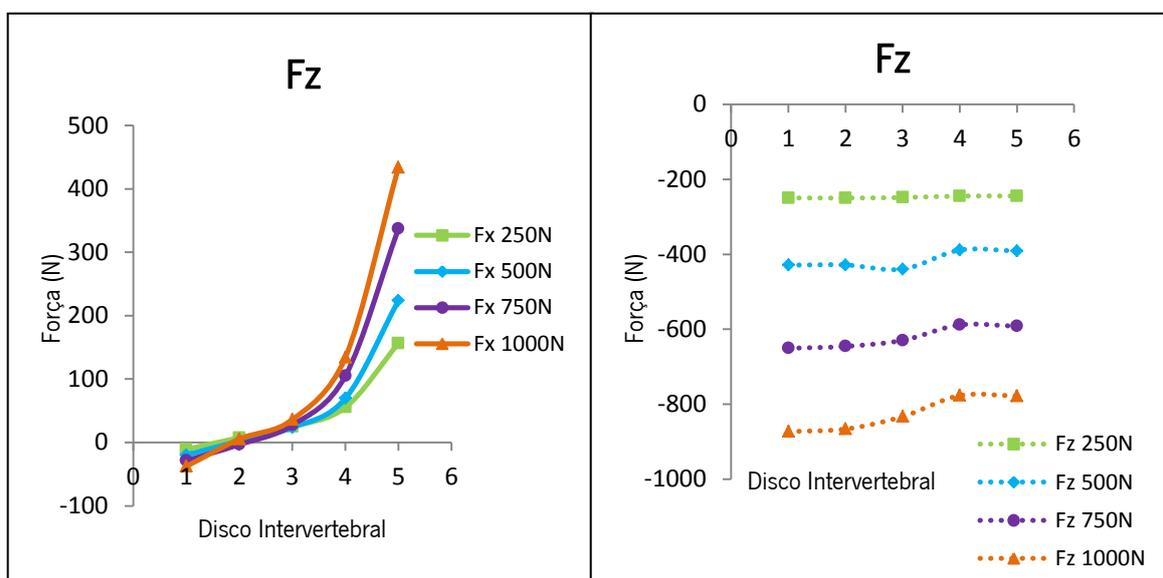


Figura 5.13- Dados obtidos durante a aplicação de quatro forças na direção Z, 250N, 500N, 750N e 1000N que provocam a Compressão da coluna.

Na Figura 5.13 é possível observar os resultados da aplicação de uma força em Z, que provoca a compressão da coluna. Na compressão são apresentadas forças em X e em Z. As forças em Y são desprezáveis dado o seu valor extremamente baixo.

Para F_x verifica-se um aumento da força à medida que se percorre a coluna até ao último disco intervertebral. À medida que a coluna comprime, e devido à curvatura da mesma, é normal que os níveis inferiores apresentem maiores forças na direção antero-posterior em comparação com os níveis superiores.

É também fácil de perceber que a força aplicada em Z é sempre maior que a força obtida em X, sendo que para 1000N a força produzida é apenas de 433,7N. Este facto corrobora a ideia de que a força em X é apenas uma consequência da compressão da coluna.

Para Fz, e ao contrário das solicitações analisadas anteriormente para forças aplicadas na mesma direção, a força que este apresenta na primeira vértebra é um pouco menor que a força aplicada. As curvas apresentadas para Fz são bastante semelhantes mantendo-se estáveis até ao nível dois ou três apresentando depois uma pequena diminuição de força principalmente ao nível lombosacral devido à curvatura da coluna.

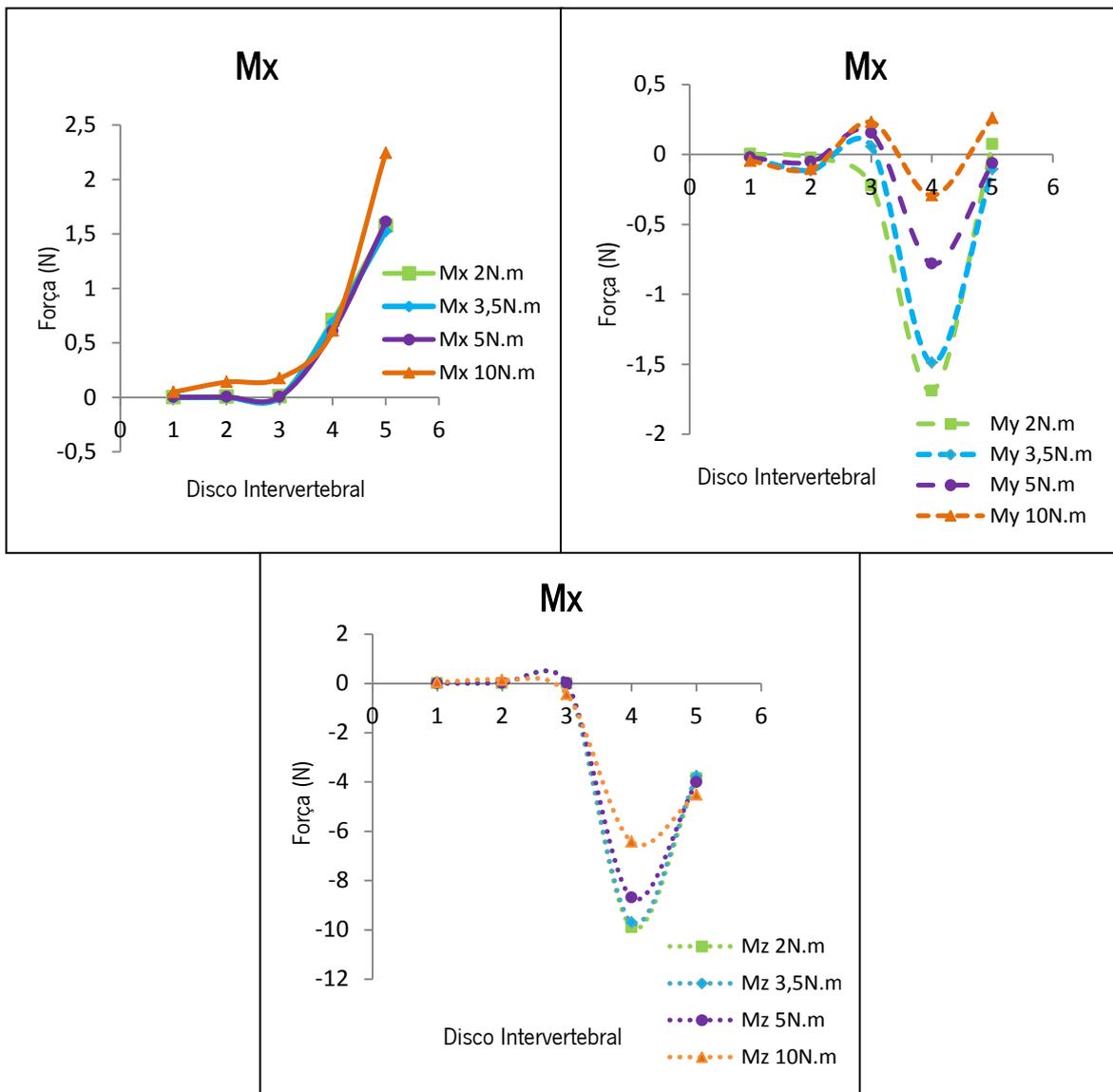


Figura 5.14- Dados obtidos durante a aplicação de quatro momentos (M) na direção X, 2N.m, 3,5N.m, 5N.m e 10N.m que provocam a Flexão Lateral da coluna.

Ao aplicar momentos em X, a coluna é sujeita à flexão lateral, sendo que durante essa flexão foram obtidos dados para Mx, My e Mz como se pode ver na Figura 5.14.

As forças medidas nos IVDs nos momentos em x tendem a aumentar desde o primeiro disco intervertebral até ao quinto. É necessário perceber que apesar de terem sido aplicados momentos, os valores apresentados nos gráficos correspondem às forças geradas por esses momentos. Assim no caso de Mx as forças obtidas são menores que os momentos aplicados, logo para um momento de 10N.m a força gerada é de 2,24N.

No caso de My as curvas apresentam um comportamento muito parecido aumentando em L4L5 e voltando a diminuir, apenas variando a força. Esta variação da força está relacionada com o momento aplicado, pois quanto maior o momento menor a força gerada. Como se pode observar o fenómeno que ocorre para as curvas de My também ocorre para Mz, pois o nível L4L5 distancia-se dos outros níveis.

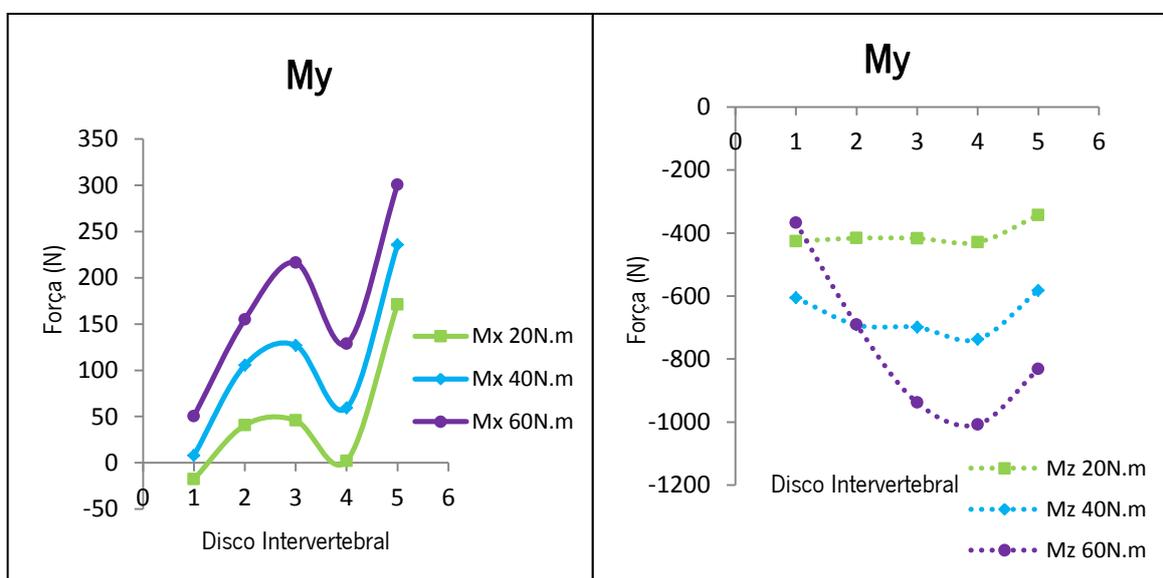


Figura 5.15- Dados obtidos durante a aplicação de três momentos (M) na direção Y, 20N.m, 40N.m e 60N.m que provocam a flexão da coluna.

A Figura 5.15 apresenta as forças obtidas durante a aplicação de um momento em Y que provoca a flexão da coluna. Para My não foram obtidas forças significativas pelo que só são apresentadas as forças para Mx e Mz.

Enquanto que na aplicação de um momento em X (Figura 5.14) havia um aumento de força no nível L4L5, em Mx o que se verifica é uma diminuição de força para esse mesmo nível para todos os momentos aplicados. Ao analisar a anatomia lombar da coluna aquando a aplicação de um momento em Y, Tabela 5.1., é facilmente perceptível que o nível entre as vértebras L4 e L5 é o nível que mais se afasta da linha de referência, linha essa que se pode

imaginar a passar entre o meio do sacro e a vértebra L1., logo este afastamento é ainda mais acentuado no movimento de flexão, explicando a diminuição da força.

No caso de Mz as curvas de 20 e 40N.m apresentam comportamentos semelhantes, onde se nota uma ligeira diminuição da força ao nível lombosacral. A curva dos 60N.m apresenta um comportamento bastante diferente no que respeita aos dois primeiros níveis, e comportando-se de forma igual às curvas dos restantes níveis. Vários estudos foram executados para tentar perceber o porque desta diferença mas não foi possível chegar a nenhuma conclusão explicativa. O que foi possível concluir foi que no primeiro nível até um momento de 43N.m a força aumenta, como acontece nas outras curvas começando a diminuir a partir desse momento. O mesmo comportamento é verificado para o segundo nível.

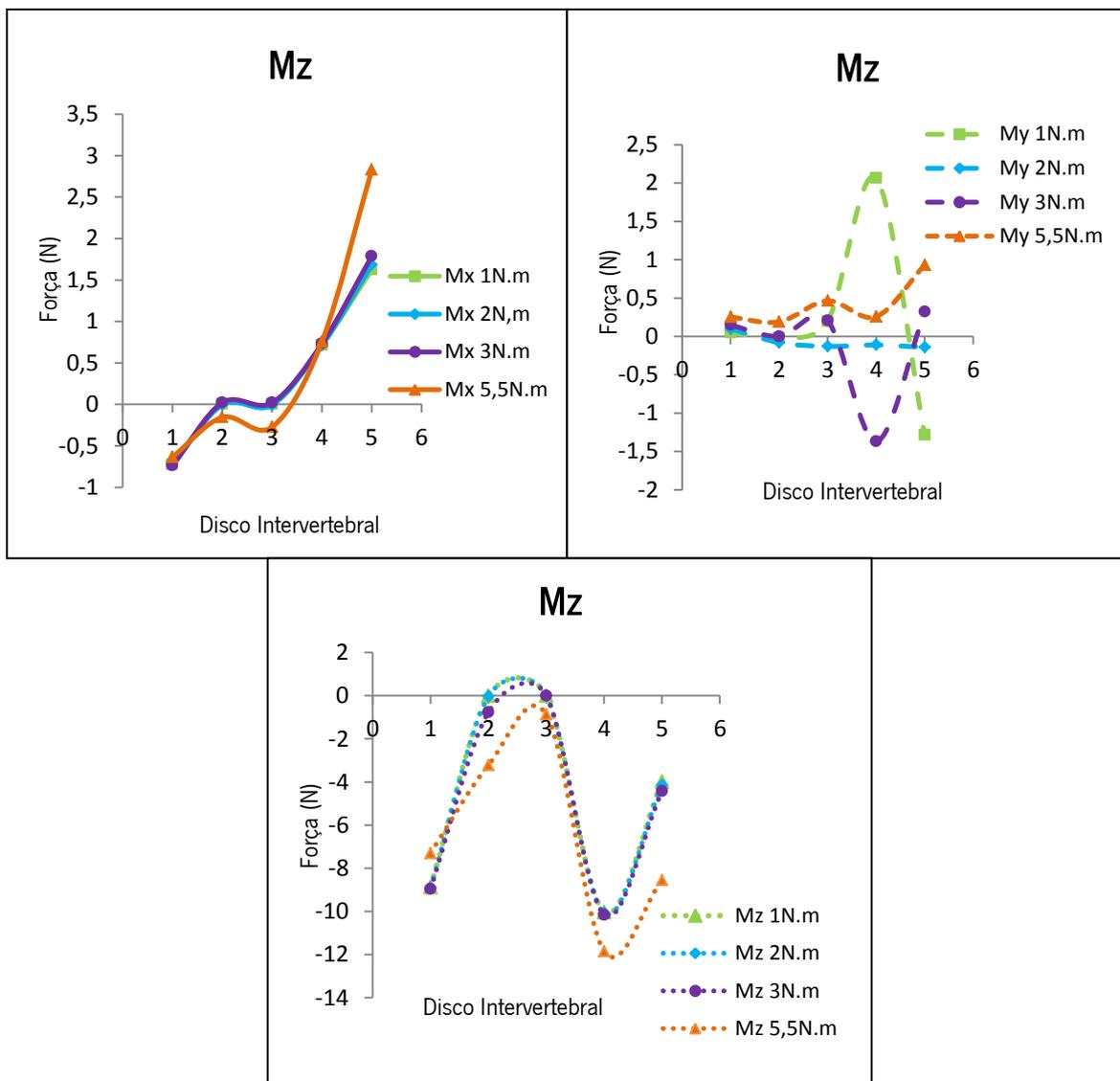


Figura 5.16- Dados obtidos durante a aplicação de quatro momentos (M) na direção Z, 1N.m, 2N.m, 3N.m e 5,5N.m que provocam a Rotação Axial da coluna.

Quando se aplicam momentos em z no modelo, provoca-se a rotação axial da coluna, as forças produzidas durante os momentos 1N.m, 2 N.m, 3N.m e 5N.m são apresentadas na Figura 5.16.

As curvas de M_x apresentadas para os momentos em Z, têm um aumento crescente de força em qualquer dos níveis e momentos aplicados com a exceção do L3L4.

As curvas apresentadas para M_y têm um comportamento diferente dependendo dos momentos aplicados.

Para o momento de 1N.m a força mantém-se praticamente constante e próxima de zero até ao terceiro nível, aumentando a partir deste e diminuindo no último nível. Já para 5,5N.m acontece o mesmo mas a força aumenta no sentido oposto. Isto sugere que em diferentes situações a coluna, no nível 4, pode direccionar-se para a esquerda ou para a direita. É ainda importante referir que isto acontece para valores de força muito baixos, na ordem dos 3N pelo que as pequenas variações laterais não deverão ser facilmente notadas nem devem interferir com o normal funcionamento da coluna.

Finalmente para o caso de M_z , o que se verifica é que a forma das curvas é bastante semelhante, para todos os momentos o primeiro nível apresenta-se comprimido, e até ao terceiro existe uma extensão da coluna, voltando a ser bastante comprimido no quarto nível e descomprimindo um pouco no último nível.

6. Conclusões e Desenvolvimento Futuro

6.1. Conclusões

Ao longo deste trabalho várias foram as etapas executadas até atingir o objetivo final de desenvolvimento de um modelo multicorpo tridimensional da coluna lombar saudável.

O primeiro objetivo do trabalho consistiu numa revisão da literatura sobre os principais trabalhos desenvolvidos sobre a coluna vertebral utilizando modelos matemáticos, nomeadamente o método de elementos finitos e os sistemas multicorpo.

Numa segunda fase a pesquisa incidiu sobre a anatomia da coluna, com especial ênfase na parte lombar, onde foram analisados os constituintes que posteriormente iriam ser incorporados no modelo, como vértebras, discos intervertebrais e ligamentos. Ainda neste capítulo foram estudados os movimentos da coluna e as doenças associadas à mesma bem como algumas das soluções até à data.

A terceira parte do trabalho incidiu nos sistemas multicorpo. O seu conceito foi analisado e, posteriormente o *software* de simulação MSC VisualNastran Desktop [version 7.2, built 12] (WM) foi brevemente apresentado.

Depois de apresentados os pontos introdutórios procedeu-se ao desenvolvimento do modelo multicorpo, composto por 6 vértebras, interconectadas por 50 elementos não-lineares de Maxwell que representam os 20 ligamentos mais importantes e os 6 graus de liberdade de cada um dos 5 discos intervertebrais.

As 6 vértebras utilizadas são 5 lombares e o sacro. Estas foram simuladas no WM como corpos rígidos e tanto a sua posição como a sua massa foram encontradas na literatura.

Os ligamentos (LLP, LLA, LIS-LSS, LF) foram simulados como molas e os dados utilizados para formular as suas equações foram encontrados na literatura, por outro lado os dados utilizados para os discos intervertebrais foram fornecidos por uma análise de movimento FEM desenvolvida no seio de um projeto mais abrangente, no qual este trabalho se insere. Em ambos os casos os resultados obtidos pelo programa WM foram comparados com os dados de origem com uma correlação genérica notória.

Depois de o modelo estar devidamente construído procedeu-se à validação do mesmo.

A validação do modelo dividiu-se em duas partes. Para a primeira parte foi efetuada uma recolha de dados experimentais *post-mortem* recolhidos na literatura e para a segunda parte

foram usados dados *in-vivo* divulgados pela equipa de investigação do projeto de investigação OrthoLoad.

Na literatura foi possível encontrar três trabalhos que efetuavam o estudo da coluna lombar completa, Panjabi et al (100) e Guan et. al. (101) e Yamamoto (102).

Na rotação axial os dados recolhidos da literatura são muito próximos dos dados obtidos com exceção dos dois últimos níveis em estudo (L4L5 e L5S1). Segundo a literatura a rotação axial vai diminuindo progressivamente de L1 até ao nível S1, e o mesmo acontece para o modelo. Porventura, a maior variação do ângulo que é referida entre a segunda e a terceira vértebra não é notada no modelo que mantem os mesmos valores para os três primeiros níveis. O modelo é também mais flexível principalmente nos dois últimos níveis da coluna lombar, e esta discrepância pode advir do fato de no modelo não ter sido implementado o ligamento capsular de faceta que é responsável por restringir o movimento da coluna nas translações e rotações, especialmente na rotação.

Na flexão lateral da coluna os resultados são bastante semelhantes. Ambas as curvas parecem apresentar duas fases, uma linear na área central e uma não linear nas extremidades o que de acordo com Panjabi será mais correto, sendo que ambas tendem a diminuir o seu movimento gradualmente desde a vértebra L1 até o sacro. É apenas de realçar que o modelo é um pouco mais flexível que os dados provenientes da literatura, principalmente no nível L1L2 e L5S1, este evento pode resultar da não implementação do ligamento intertransverso, que se situa entre os processos transversos adjacentes limitando o movimento das vértebras a quando a flexão lateral.

Os resultados mais divergentes acontecem para o caso da extensão-flexão, isto porque o modelo WM é mais flexível na extensão e menos flexível na flexão, quando comparado com as curvas apresentadas por Panjabi e Guan.

Este fenómeno não está de acordo com a fisiologia humana, pois a coluna é bastante mais flexível na flexão do que na extensão. Assim, poderá acontecer devido à rigidez dos ligamentos e aos dados FEM que têm o mesmo comportamento do modelo, ou seja, maior rigidez na flexão e flexibilidade na extensão.

Com a comparação com o Orthoload foi possível verificar que o modelo não é tão preciso como se esperava, mas na maioria dos casos o modelo segue os dados do Orthoload. A falta de precisão pode resultar da implementação dos dados em forma de tabelas.

Depois de efetuada a validação do modelo procedeu-se à análise do mesmo. Com a aplicação de forças no plano coronal (X) provocou-se a flexão da coluna e conclui-se que os dados apresentados para F_x e F_z comportavam-se de igual forma para qualquer uma das forças aplicadas.

A aplicação de forças no plano sagital (Y), provoca a flexão lateral da coluna. Durante essa flexão foram obtidos dados para F_x , F_y e F_z . Em F_x e F_z as forças tendem a aumentar em direção ao sacro, como sugerido por Guan. F_y apresenta as maiores forças, e conseqüentemente maiores deslocamentos.

Ao aplicar forças no plano transversal (Z) a coluna comprime e são apresentadas forças em X e em Z. Mais uma vez para F_x verifica-se um aumento da força à medida que se percorre a coluna até ao último disco intervertebral.

Para F_z as curvas apresentadas são bastante semelhantes apresentando uma pequena diminuição de força principalmente ao nível lombosacral. Como a força de compressão é aplicada diretamente na vértebra L1 é normal que esta esteja mais sujeita a carga, ao contrário dos níveis mais inferiores.

Ao aplicar momentos no plano coronal, a coluna é sujeita a flexão lateral. As curvas de M_y e M_z apresentam um comportamento muito parecido, apenas variando a força, sendo que quanto maior o momento aplicado menor a força medida.

Na aplicação de momentos no plano sagital verifica-se uma diminuição de força no nível 4 que se explica pela anatomia lombar da coluna.

Quando se aplicam momentos no plano transversal, provoca-se rotação axial da coluna. As curvas de M_x têm um aumento crescente de força com a exceção do L3L4, o que significa que durante o momento em Z o nível 3 é o nível menos sujeito a forças em X.

As curvas apresentadas para M_y têm um comportamento diferente no nível 4 dependendo dos momentos aplicados que sugere que este pode direcionar-se para a esquerda ou para a direita.

Para caso final M_z , o que se verifica é que as formas das curvas são bastante semelhantes apresentando compressão e extensão para os mesmos níveis.

6.2. Desenvolvimentos Futuros

Durante o trabalho foram surgindo alguns pontos que poderiam ser introduzidos ou modificados para o melhoramento do modelo:

- Adicionar o ligamento transverso e o ligamento capsular ao modelo.
- Melhorar os dados de origem para criar as equações de flexão-extensão dos discos intervertebrais.
- Usar equações diferenciadas para cada um dos discos intervertebrais.
- Simular toda a coluna e não só a parte lombar.

Com as melhorias propostas espera-se obter dados mais fiáveis que posteriormente permitem:

- Fornecer dados sobre o carregamento do IVD em atividades de vida diária normais, permitindo a análise, quantificação e sistematização das condições no seu desempenho 'real', quer em situações fisiológicas naturais como com um material próstético de substituição parcial ou total do NP.
- Prever os efeitos de outras alterações locais, tais como as induzidas por uma fusão do segmento de movimento, por intervenção cirúrgica, ou devido a fenômenos degeneração/envelhecimento.

Bibliografia

1. Kraemer J. Intervertebral Disk Diseases: Causes, Diagnosis, Treatment and Prophylaxis, Thieme. 2008.
2. Naderi S, Andalkar N, Benzel EC. History of spine biomechanics: part II—from the Renaissance to the 20th century. *Neurosurgery*; 60(2):392–403; discussion 403–4.
3. Sanan A, Rengachary S. The History of Spinal Biomechanics. *Neurosurgery*. 1996;39:657–69.
4. Skalli W, Robin S, Lavaste F, Dubousset J. A Biomechanical Analysis of Short Segment Spinal Fixation Using a Three-Dimensional Geometric and Mechanical Model. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993;18(5):536–45.
5. Tschirhart E, Finkelstein A, Whyne M. Biomechanics of Vertebral Level, Geometry, and Transcortical Tumors in the Metastatic Spine. *J Biomech*. 2007;40:46–54.
6. Bathe K. Finite Element Procedures. New Jersey: Prentice-Hall, Inc.; 1996.
7. Elliot H. Structure and Function of Mammalian Tendon. *Biol Rev*. 1965;40:392–421.
8. Esat V. Biomechanical Modelling of the Whole Human Spine for Dynamic Analysis. Loughborough University; 2006.
9. Latham F. A Study in Body Ballistics: Seat Ejection. *Proc R Soc B Biol Sci*;147(926):121–39.
10. Orne D, Liu Y. A Mathematical model of Spinal Response to Impact. *J Biomech*. 1970;4:49–71.
11. Belytschko T, Kulak R, Schultz A. Finite Element Stress Analysis of an Intervertebral Disc. *J Biomech*. 1974;7:277–85.
12. Belytschko T, L. Schwer, E. Privityzer. Theory and Application of a Three-dimensional Model of the Human Spine. *J Aviat*. 1978;49(Space Environmental Medicine):158–65.
13. Merrill T. Three-Dimensional Lumped Parameter Impact Analysis of a Head/Neck System. MSc Thesis, University of California, Berkeley; 1981.
14. Merrill T, Goldsmith W, Deng Y. Three-Dimensional Response of a Lumped Parameter Head-Neck Model due to Impact and Impulsive Loading. *J Biomech*. 1984;17(2):81–95.
15. Williams L, B. Belytschko. A Three-Dimensional Model of the Human Cervical Spine for Impact Simulation. *J Biomech Eng*. 1983;105:321–31.

16. A. Shirazi, Arjmand N, Parnianpour M. Trunk Biomechanics During Maximum Isometric Axial Torque Exertions in Upright Standing. *J Clin Biomech.* 2008;23(8):969–78.
17. Goldsmith W, Deng Y. Response of a Human Head/Neck/Upper-Torso Replica to Dynamic Loading – I. Physical Model. *J Biomech.* 1987;20(5):471–86.
18. Jager M, Luttmann A. Biomechanical Analysis and Assessment of Lumbar Stress During Load Lifting Using a Dynamic 19-Segment Human Model. *Ergonomics.* 1989;32(1):93–112.
19. Monheit G, Badler NI. A Kinematic Model of the Human Spine and Torso. MSc Thesis, Tech Reports Univ Pennsylvania. 1990;
20. Campbell-kyureghyan NH. COMPUTATIONAL ANALYSIS OF THE TIME- DEPENDENT BIOMECHANICAL BEHAVIOR OF THE LUMBAR SPINE. The Ohio State University; 2004.
21. Lavaste F. Three-Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the lumbar Spine. *J Biomech.* 1992;25(10):1153–64.
22. Menon R. Multibody and finite element approaches in the development of a model for the human head-neck-torso system. PhD Thesis, Wichita State University; 1995.
23. Broman H. A mathematical model of the impact response of the seated subject. *Med Eng Phys.* 1996;18(5):410–9.
24. Kitazaki S, Griffin M. A MODAL ANALYSIS OF WHOLE-BODY VERTICAL VIBRATION, USING A FINITE ELEMENT MODEL OF THE HUMAN BODY. *J Sound Vib.* 1997;200(1):83–103.
25. Pankoke S, Buck B, Woelfel HP. Dynamic Fe Model of Sitting Man Adjustable To Body Height, Body Mass and Posture Used for Calculating Internal Forces in the Lumbar Vertebral Disks. *J Sound Vib;* 215(4):827–39.
26. Stokes IA, Gardner-Morse M. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *J Biomech* ;32(3):311–6.
27. Jager M. Mathematical head-neck models for acceleration impacts. PhD Thesis, Eindhoven University; 2000.
28. Morais S. Development of a Biomechanical Spine Model for Dynamic Analysis. MSc Thesis, University of Minho; 2011.
29. Zadeh R. A three-dimensional multibody computacional model of lumbar spine. PhD Thesis, Azad University- Tehran; 2000.
30. Lengsfeld M, Frank A, van Deursen DL, Griss P. Lumbar spine curvature during office chair sitting. *Med Eng Phys* 22(9):665–9.

31. Lopik V, Acar M. Development of a multi-body computational model of human head and neck. *J multi-body Dyn.* 2007;221(2):175–97.
32. Keller T, Colloca C. A rigid body model of the dynamic posteroanterior motion response of the human lumbar spine. *J Manipulative Physiol Ther.* 2002;25(8):485–96.
33. Horst V. Human Head Neck Response in Frontal, Lateral and Rear End Impact Loading - modelling and validation. PhD Thesis, Eindhoven University; 2002.
34. Zee M, Hansen L, Wong C, Rasmussen J, Simonsen E. A Generic Rigid-Body Lumbar Spine Model. *J Biomech.* 2007;40:1219–27.
35. Ishikawa Y, Shimada Y, Iwami T, Kamada K, Matsunaga T, Misawa A, et al. Model simulation for restoration of trunk in complete paraplegia by functional electrical stimulation. Canada: Proceedings of IFESS05 Conference.
36. Ahn H. A Virtual Model of the Human Cervical Spine for Physics-based Simulation and Applications. PhD Thesis, University of Tennessee; 2005.
37. Zang Q, Teo E. Finite Element Application In Implant Research for Treatment of Lumbar Degenerative Disc Disease. *J Med Eng Phys.* 2008;30:1246–56.
38. Ferreira A. Multibody Model of the Cervical Spine and Head for the Simulation of Traumatic and Degenerative Disorders. MSc Thesis, Technical University of Lisbon; 2008.
39. Monteiro N. ANALYSIS OF THE INTERVERTEBRAL DISCS ADJACENT TO INTERBODY FUSION USING A MULTIBODY AND FINITE ELEMENT CO-SIMULATION. MSc Thesis, Instituto Superior Técnico-Universidade Técnica de Lisboa; 2009.
40. Fairman M, Ghasempoor A, Abdoli-E M. Development of a multibody computational model of the lumbar spine with simulink. 2009 IEEE Toronto Int Conf Sci Technol Humanit;130–3.
41. Juchem S, Gruber K. MBS model for the estimation of forces and torques in the human lumbar spine. Proceeding of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Germany; 2009. p. 2234–7.
42. Christophy M. A Detailed Open-Source Musculoskeletal Model of the Human Lumbar Spine. MSc Thesis, University of California; 2010.
43. Abouhossein A, Weisse B, Ferguson SJ. A multibody modelling approach to determine load sharing between passive elements of the lumbar spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*;14(6):527–37.

44. Galibarov P, Dendorfer S, Torholm S. ON MODELLING SPINE CURVATURE DEPENDENT ON MUSCULAR AND EXTERNAL FORCES IN MULTIBODY. ISB Brussels. 2011.
45. Matos J. Development of a 3D multibody system of the human lumbar spine. MSc Thesis, Universidade do Minho; 2013.
46. Seeley R, Stephens T, Tate P. Anatomy and Physiology. 6th ed. Boston: McGraw Hill, Higher Education; 2003.
47. Morais S, Flores P, Claro J. Development of a biomechanical spine model for dynamic analysis. Bioengineering (ENBENG): IEEE 2nd Portuguese Meeting in 2012. 2012. p. 1–6.
48. Duque L. Modelo dinâmico da coluna lombar humana, com solicitação de esforço pósterio-anterior: análise com rigidez viscoelástica não-linear. MSc Thesis, Guaratinguetá; 2006.
49. White A, Panjabi M. Clinical Biomechanics Of The Spine. Lippincott Philadelphia; 1990.
50. Walsh J, Quinlan J, FitzPatrick D, McCormack D. Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during “free squat” weight lift training. J Sport Med. 2007;35:927–32.
51. Gosling J. Human anatomy - Color atlas and text. 3rd ed. Hong Kong: Mosby; 1996.
52. Bogduk N. Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum. 4th ed. Australia: Elsevier; 2005.
53. Urban J, Roberts S. Degeneration of the intervertebral disc. Arthritis Res Ther. 2003;5(3):120–30.
54. Cortez S. Procedures for Finite Element Mesh Generation from Medical Imaging Application to the Intervertebral Disc. MSc Thesis, University of Minho; 2011.
55. Castro A. DEVELOPMENT OF A BIOMIMETIC FINITE ELEMENT MODEL OF THE INTERVERTEBRAL DISC DISEASES AND REGENERATION. PhD Thesis, University of Minho; 2013.
56. Bibby S. The pathophysiology of the intervertebral disc. Jt Bone Spine. 2001;68(6):537–42.
57. Swider P, Accadbled F, Laffosse M, Gauzy JS de. Influence of fluid-flow direction on effective permeability of the vertebral end plate: an analytical model. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2012;15:151–6.
58. Adams A, Dolan P. Intervertebral disc degeneration: evidence for two distinct phenotypes. J Anat. 2012;221:497–506.

59. Iatridis J, Nicoll S, Michalek A, Walter B, Gupta M. Role of biomechanics in intervertebral disc degeneration and regenerative therapies: what needs repairing in the disc and what are promising biomaterials for its repair. *Spine J.* 2013;13:243–462.
60. Little JP. Finite Element Modelling of Anular Lesions in the Lumbar Intervertebral Disc. PhD Thesis, Queensland University of Technology; 2004.
61. Ebraheim N a., Hassan A, Lee M, Xu R. Functional anatomy of the lumbar spine. *Semin Pain Med*; 2(3):131–7.
62. Gardner E, Gray D, Rahilly R. *Anatomia: estudo regional do corpo humano.* 4th ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1988.
63. Jaumard N V, Welch WC, Winkelstein B a. Spinal facet joint biomechanics and mechanotransduction in normal, injury and degenerative conditions. *J Biomech Eng*;133(7).
64. SOCIEDADE PORTUGUESA DE PATOLOGIA DA COLUNA VERTEBRAL. Available from: <http://www.sppcv.org/>
65. Rolton D, Nnadi C, Fairbank J. Scoliosis: a review. *Paediatr Child Health (Oxford)*; 24(5):197–203.
66. Tallroth K. Plain CT of the degenerative lumbar spine. 1998;27(November 1997):206–13.
67. Raj P. Intervertebral Disc : anatomy- Physiology-Pathophysiology-Treatment. 2008;8(1):18–44.
68. Mahan M, Chang SW. Spondylosis, Cervical and Lumbar. *Encyclopedia of the Neurological Sciences.* 2014. p. 293.
69. Fritz JM, Delitto A, Welch WC, Erhard RE, Jm AF, Delitto A, et al. Lumbar Spinal Stenosis : A Review of Current Concepts in Evaluation , Management , and Outcome Measurements. 1998;79(June):700–8.
70. An H, Boden SD, Kang J, Sandhu HS, Abdu W. Emerging Techniques for treatment of degenerative lumbar dis disease. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(15):24–5.
71. Eijkelkamp M. ON THE DEVELOPMENT OF AN ARTIFICIAL INTERVERTEBRAL DISC. Rijksuniversiteit Groningen; 2002.
72. Ayturk U. ALTERATIONS IN LUMBAR SPINE MECHANICS DUE TO DEGENERATIVE DISC DISEASE. PhD Thesis, Colorado State University; 2010.
73. Van den Broek PR, Huyghe JM, Wilson W, Ito K. Design of next generation total disk replacements. *J Biomech*; 45(1):134–40.

74. Orozco L, Soler R, Morera C, Alberca M, Sánchez A, García-Sancho J. Intervertebral disc repair by autologous mesenchymal bone marrow cells: a pilot study. *Transplantation*; 92(7):822–8.
75. Surgery O, Francisco S. The potential role of mesenchymal stem cell therapy for intervertebral disc degeneration : a critical overview. 2005;19(3):1–6.
76. Reitmaier S, Kreja L, Gruchenberg K, Kanter B, Silva-Correia J, Oliveira JM, et al. In vivo biofunctional evaluation of hydrogels for disc regeneration. *Eur spine J*; 23(1):19–26.
77. Flores P, Pimenta J. *Análise Cinemática e Dinâmica de Mecanismos com Recurso a Meios Computacionais*. Guimarães : Escola de Engenharia; 2000.
78. Flores P, Seabra E. *Dynamics of Planar Multibody Systems*. Guimarães : Escola de Engenharia; 2011.
79. E. Jalón, J. Bayo. *Kinematic And Dynamic Simulation Of Multibody Systems- The Real Time Challenge*. New York, USA: Springer-Verlag; 2009.
80. Working Model (R) 3D - User's Manua. Version 3.0. USA; 1997.
81. Nastran. 2014. Available from: <http://www.mscsoftware.com/product/msc-nastran>
82. SimWise. 2005. Available from: <http://www.design-simulation.com/SimWise4d/index.php>
83. Keller TS, Colloca CJ. Force-deformation response of the lumbar spine : a sagittal plane model of posteroanterior manipulation and mobilization. 2002;17:185–96.
84. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer. 2000;33:17033.
85. Panjabi M, Oxland T, Parks H. Quantitative Anatomy of Cervical Spine Ligaments. Part I: Upper Cervical Spine. *J Spinal Disord Tech*. 1991;4:270–6.
86. Petrie S, Collins J, Solomonow M, Wink C, R.Chuinard. MECHANORECEPTORS IN THE PALMAR WRIST LIGAMENTS. *J Bone Jt Surg*. 1997;79B:494–6.
87. Schutte M, E.Dabezies, Zimmy M, Happel L. Neural Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Jt Surg*. 1987;69A:243–7.
88. Clancy G, Narechania G, Rosenberg D. Anterior and Posterior Cruciate Ligament Reconstruction in Rhesus Monkeys: A Histological, Microangiographic, and Biomechanical Analysis. *J Bone Jt Surg*. 1981;63A:1270–84.
89. Woo Y, Gomez A, Amiel D, Ritter A, Gelberman H, Akeson H. The effects of exercise on the biomechanical and biochemical properties of swine digital flexor tendons. *J Biomech Eng*. 1981;103:51–61.

90. Ivancic PC, Coe MP, Ndu AB, Tominaga Y, Carlson EJ, Rubin W, et al. Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *Spine J*; 7(6):659–65.
91. Crisp C. Properties of Tendon and Skin. *Biomech its Found Object*. 1972;141–77.
92. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord Tech*. 1992;5(4):390–7.
93. Lourenço C, Claro JCP. Biomechanical Experimental Data Curation: An Example for Main Lumbar Spine Ligaments Characterization for a MBS Spine Model. In: Flores P, Viadero F, editors. *New Trends in Mechanism and Machine Science*. p. 435–43.
94. Chazal J. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech*. 1985;18(3):167–76.
95. Robertson DJ, Von Forell G a, Alsup J, Bowden AE. Thoracolumbar spinal ligaments exhibit negative and transverse pre-strain. *J Mech Behav Biomed Mater*; 23:44–52.
96. Hukins D, Meakin J. Relationship Between Structure and Mechanical Function of the Tissues of the Intervertebral Joint. *American Zoologist*. 2000. p. 42–52.
97. Tkaczuk H. Tensile properties of human lumbar longitudinal ligaments. 1968;
98. Nachemson L, Evans J. SOME MECHANICAL PROPERTIES OF THE THIRD HUMAN LUMBAR (LIGAMENTUM FLAVUM). *J Biomech*. 1968;1:221–220.
99. Weishaupt D, Zanetti M, Boos N, Hodler J. MR imaging and CT in osteoarthritis of the lumbar facet joints. *Skeletal Radiol* 1999 Apr;28(4):215–9.
100. Panjabi M, Oxland T, Crisco JJ, Yamamoto I. Mechanical Behavior of the Human Lumbar and Lumbosacral Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves. 1994;76(3).
101. Guan Y, Yoganandan N, Moore J, Pintar F a, Zhang J, Maiman DJ, et al. Moment-rotation responses of the human lumbosacral spinal column. *J Biomech*; 40(9):1975–80.
102. Yamamoto I, Panjabi M, Crisco T, Oxland T. Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint. *Spine*. 1989. p. 1256–60.
103. Tencer A, Ahmed A, Burke D. Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint, intact and injured. *J Biomech Eng*. 1982;104(3):193–201.
104. Schultz A, Warwick D, Berkson M, Nachemson A. Mechanical Properties of Human Lumbar Spine lotion Segments – Bending , and Torsion. 1979;101:46–52.
105. Orthoload. 2014. Available from: www.orthoload.com

106. WOO Y. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex
The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med.* 1991;19(3):217-25.

7. Anexos

7.1. Linearização de Ligamentos

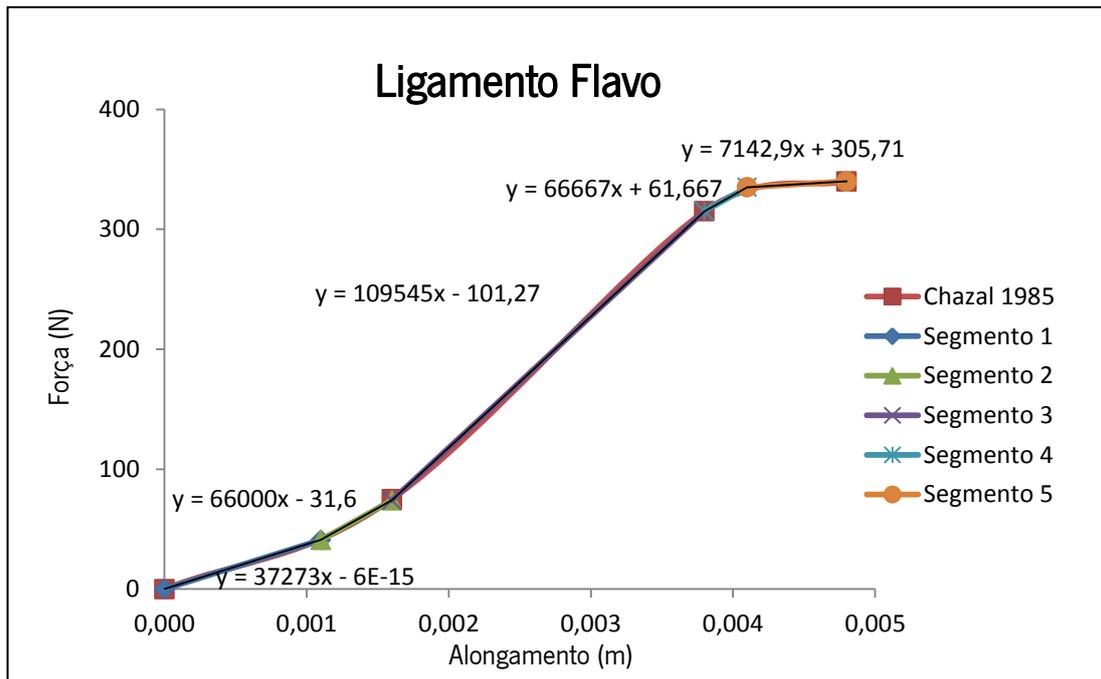


Figura 7.1- Curva de Chazal 1985 para o Ligamento Flavo dividida em 4 segmentos, com a apresentação das respectivas equações.

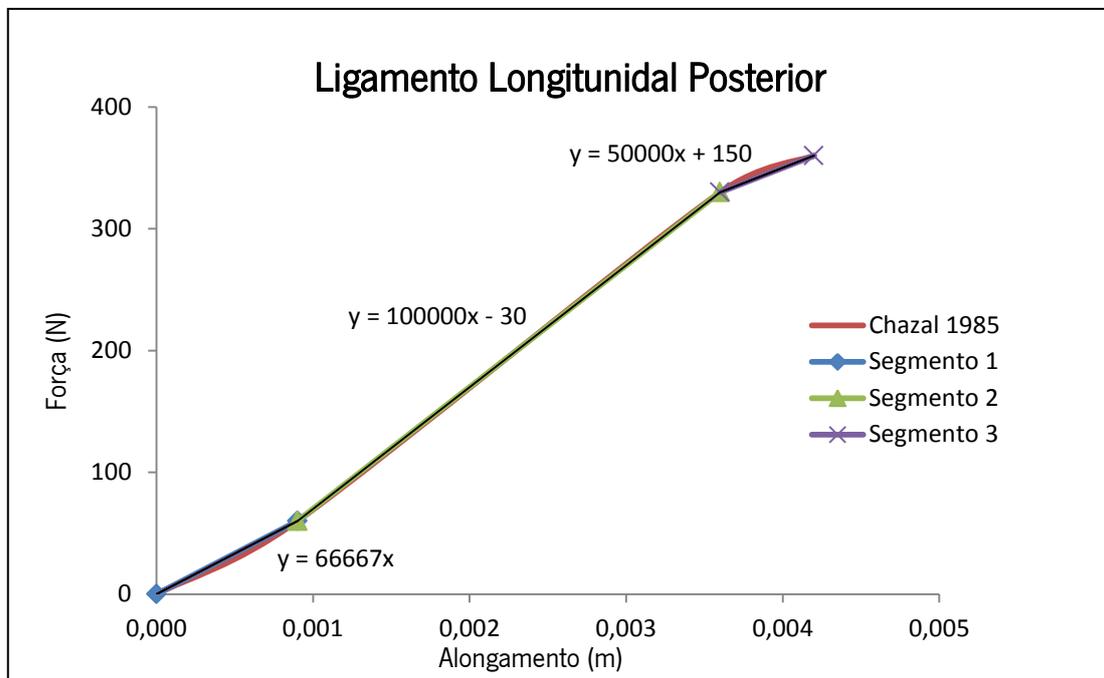


Figura 7.2- Curva de Chazal 1985 para o Ligamento Longitudinal Posterior dividida em 3 segmentos, com a apresentação das respectivas equações.

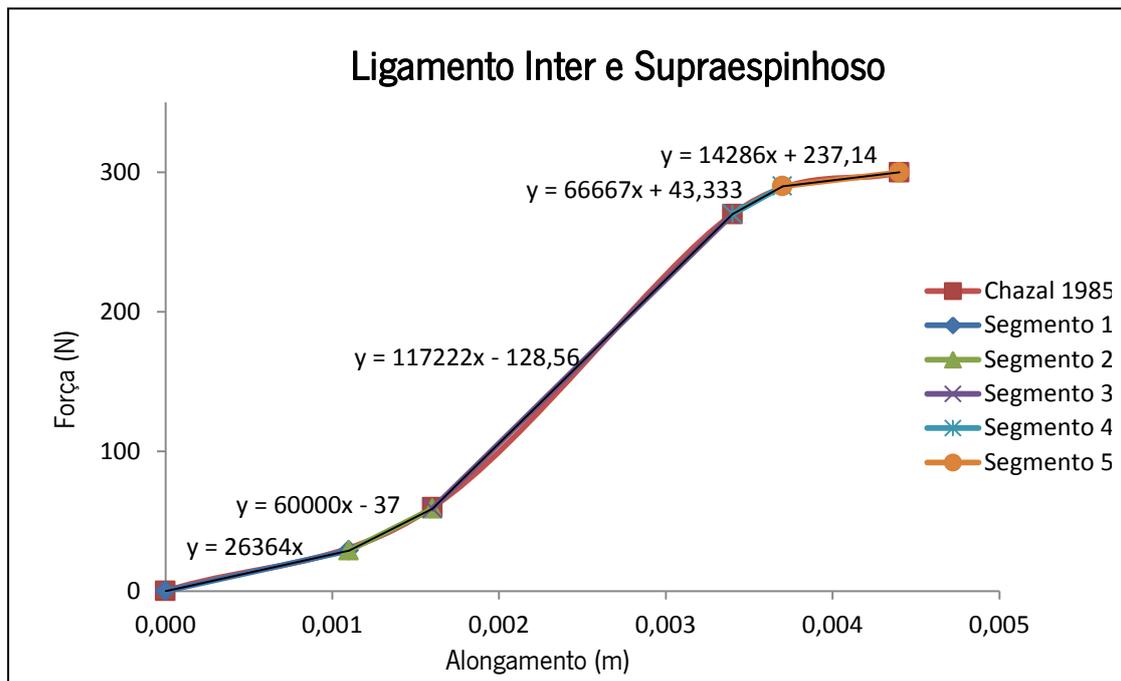


Figura 7.3- Curva de Chazal 1985 para o Ligamento Inter e Supraespínho dividida em 4 segmentos, com a apresentação das respectivas equações.

7.2. Linearização dos movimentos do disco intervertebral

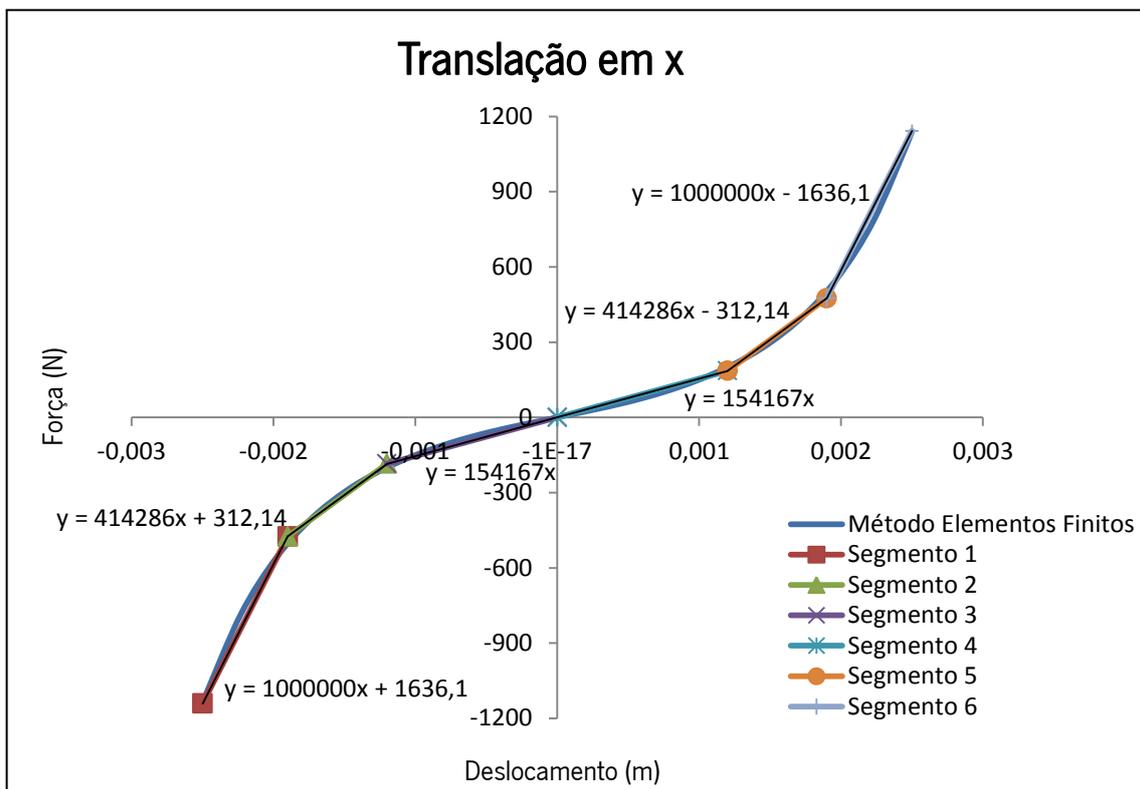


Figura 7.4- Curva de FEM para a translação em x dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.

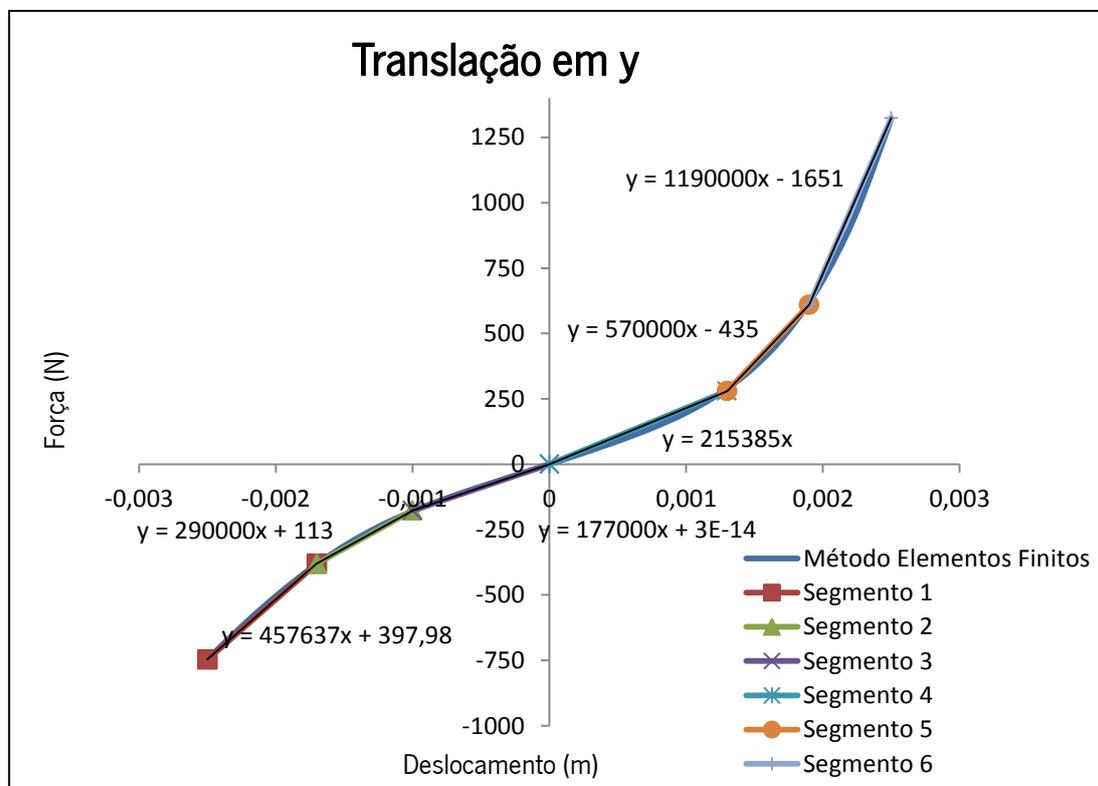


Figura 7.5- Curva de FEM para a translação em y dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respetivas equações.

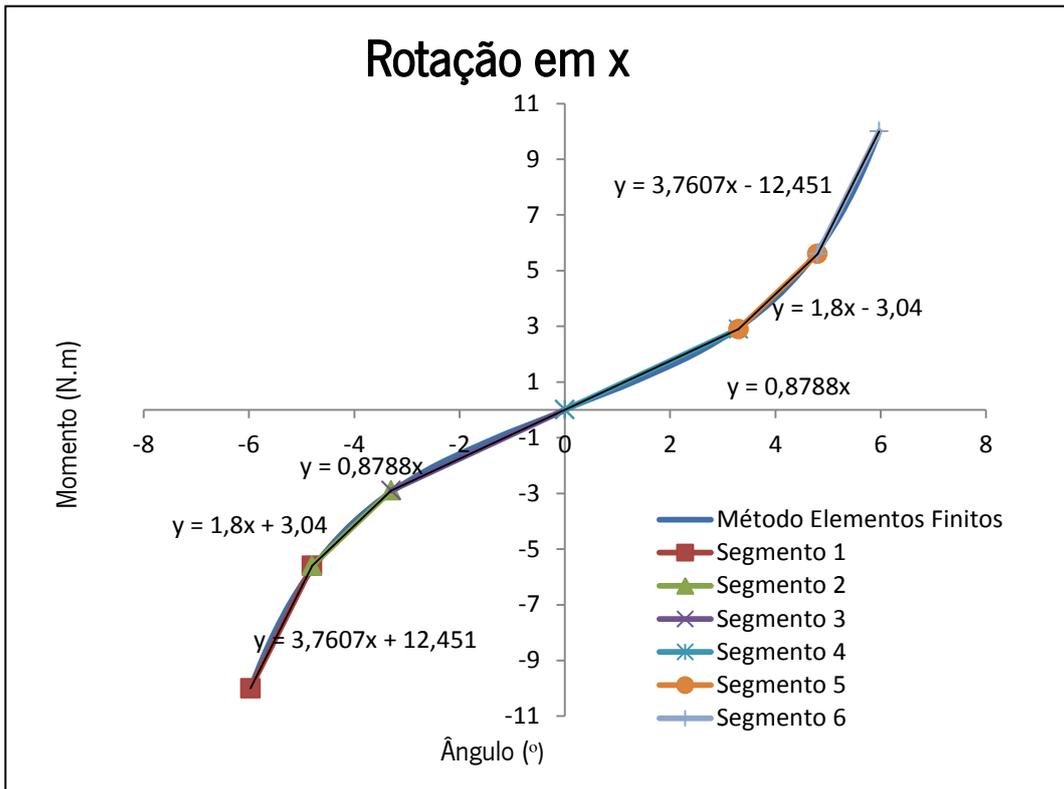


Figura 7.6- Curva de FEM para a rotação em x dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respectivas equações.

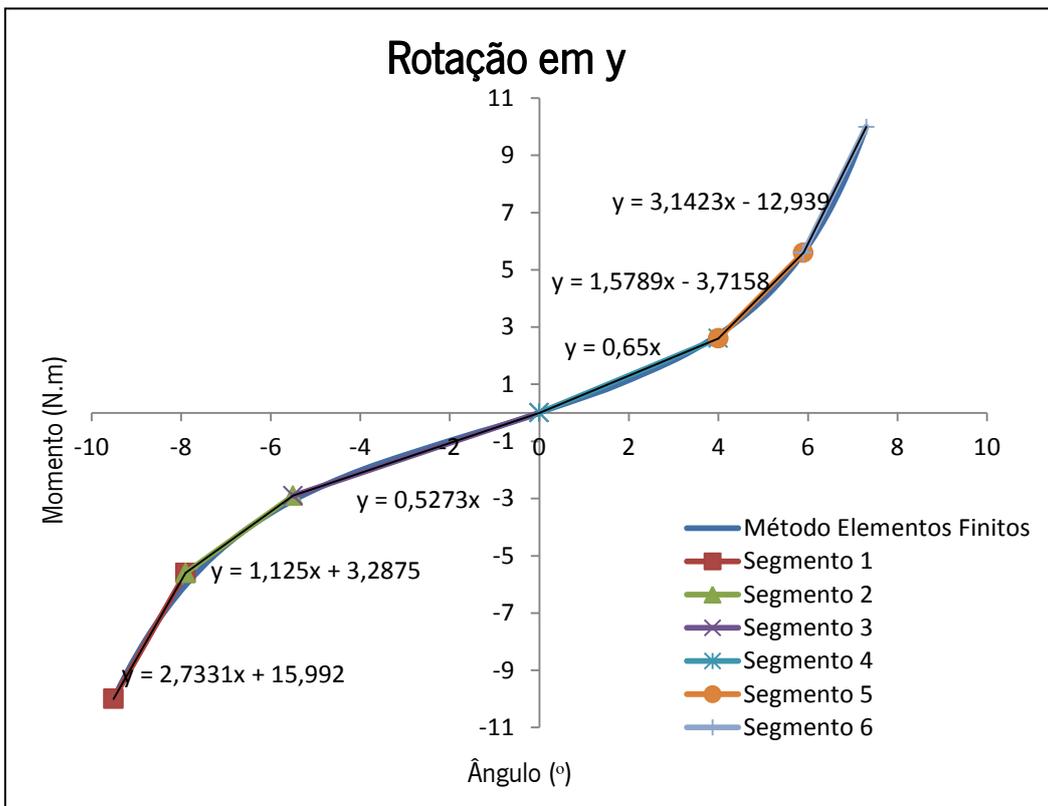


Figura 7.7- Curva de FEM para a rotação em y dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respectivas equações.

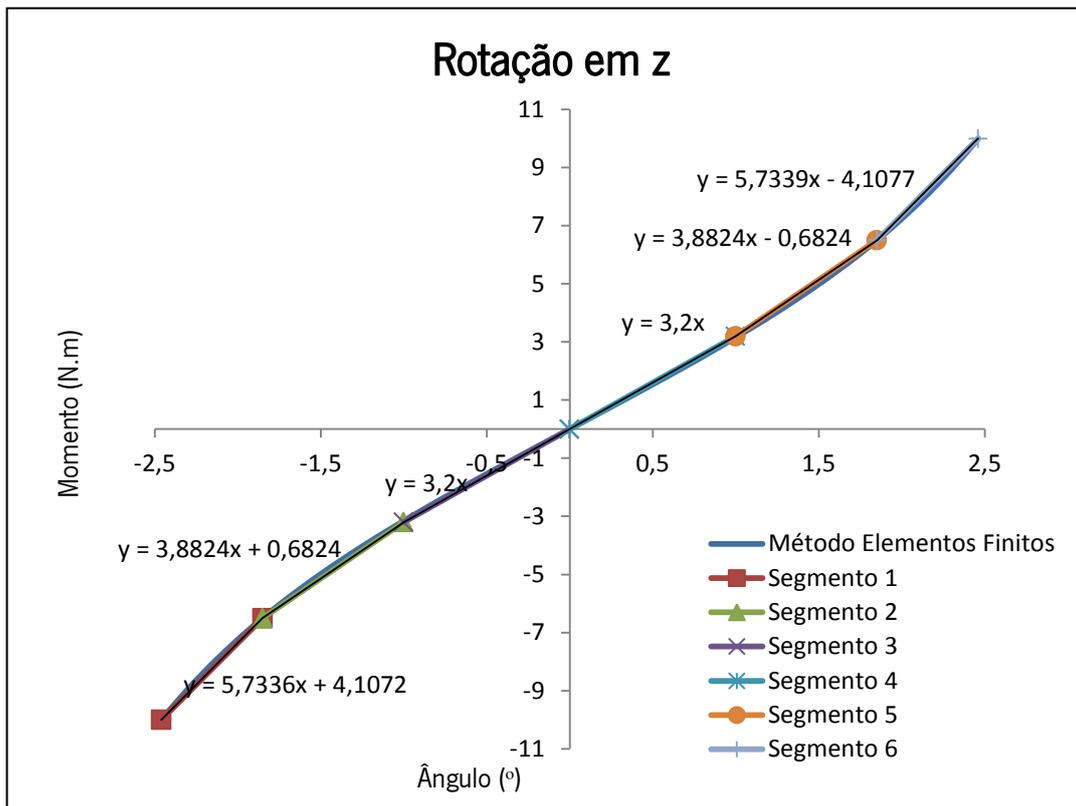


Figura 7.8- Curva de FEM para a rotação em z dividida em 6 segmentos, com a apresentação das respectivas equações.

7.3. Identificação dos x_n e dos k_n

Tabela 7.1- Identificação dos x_n e dos k_n

Comprimento (m)		K		Fator N		X corrig.	
X_{-3}	-0,0025	K_{-3}	24539000	-2	0,001804393	↑	-0,0006956
	-0,0022		24539000				-0,0003956
	-0,002		24539000				-0,0001956
X_{-2}	-0,002	K_{-2}	7100000	-1	0,001323944	↑	-0,0006761
	-0,0018		7100000				-0,0004761
	-0,0015		7100000				-0,0001761
	-0,0015	K_{-1}	833333		0		-0,0015000
	-0,0009		833333				-0,0009000
	-0,0007		833333				-0,0007000
	0		833333				0,0000000
	0	K_1	1115400		0		0,0000000
	0,0005		1115400				0,0005000
	0,0008		1115400				0,0008000
	0,0013		1115400				0,0013000
X_2	0,0013	K_2	19100000	1	-0,00122408	↓	0,0000759
	0,0015		19100000				0,0002759
	0,0018		19100000				0,0005759
X_3	0,0018	K_3	81250000	2	-0,00166462	↓	0,0001354
	0,002		81250000				0,0003354
	0,0022		81250000				0,0005354
X_4	0,0022	K_4	128023000	3	-0,00186022	↓	0,0003398
	0,0024		128023000				0,0005398
	0,0025		128023000				0,0006398

7.4. Equações das Rotações

O processo de produção das equações para as molas que compunham o disco intervertebral foi o mesmo que utilizado para os ligamentos. As equações estão presentes na Tabela 4.32. E a equação produzida para a rotação de Y pelo mesmo processo seria a apresentada abaixo:

$$\begin{aligned} & \text{if}((-constraint[] .r.y) < -7.9 \text{ deg}, 2.7331, \text{if}((-constraint[] .r.y) < -5.5 \\ & \text{deg}, 1.125, \text{if}((-constraint[] .r.y) < 0 \text{ deg}, 0.5273, \text{if}((-constraint[] .r.y) < 4 \text{ deg}, 0.65, \text{if}((- \\ & \text{constraint[] .r.y) < 5.9 \text{ deg}, 1.5789, 3.1423)))))) \text{ N/m} \end{aligned} \quad (7.1)$$

Contudo quando testada na máquina de testes a curva produzida não correspondia ao esperado (Figura 7.9)

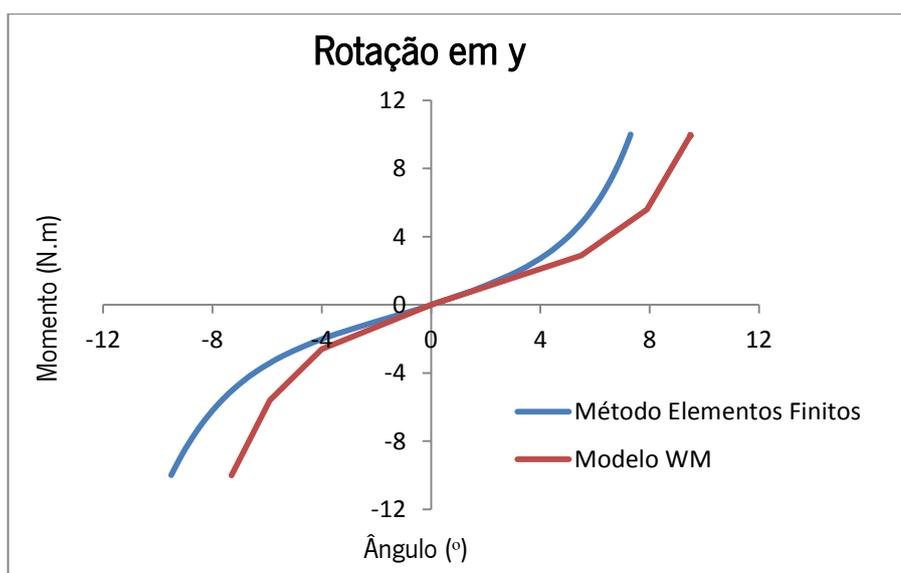


Figura 7.9- Dados obtidos para a primeira equação da rotação em y.

A conclusão a que se chegou, foi que no caso das rotações a máquina de testes começa a reproduzir a equação pelo fim. Recorrendo à Tabela 4.30 e tendo em conta a imagem acima é possível verificar pelos dados de Elementos Finitos, que para um momento de -10 N.m o ângulo produzido é de -9,51° enquanto que a máquina de testes apresenta um valor de -7,3°. Assim como para um momento de 10 N.m o valor correto seria de 7,3° ao contrário dos 9,51 fornecidos pela máquina de testes.

Esta situação foi provada acontecer em todas as rotações, contudo na rotação em x e em z não foi manifestada qualquer diferença nas curvas, visto que estas são simétricas e os seus pontos são iguais (Tabela 4.29 e Tabela 4.31), logo podem ser lidas de qualquer uma das formas que a curva produzida será sempre igual.

Para resolver o caso da Rotação em y, foi necessário introduzir a equação no WM ao contrário, a tabela de base à equação é apresentada a seguir.

Tabela 7.2- Tabela para construção das equações de Ry.

Rotação em y		
Momento (N.m)	Ângulo (°)	K
-10	-7,3	
-5,6	-5,9	3,1423
-2,9	-4	1,5789
0	0	0,65
2,6	-5,5	0,5273
5,6	7,9	1,125
10	9,51	2,7331

7.5. Comparação entre os dados de Panjabi, FEM e do WM com e sem ligamentos.

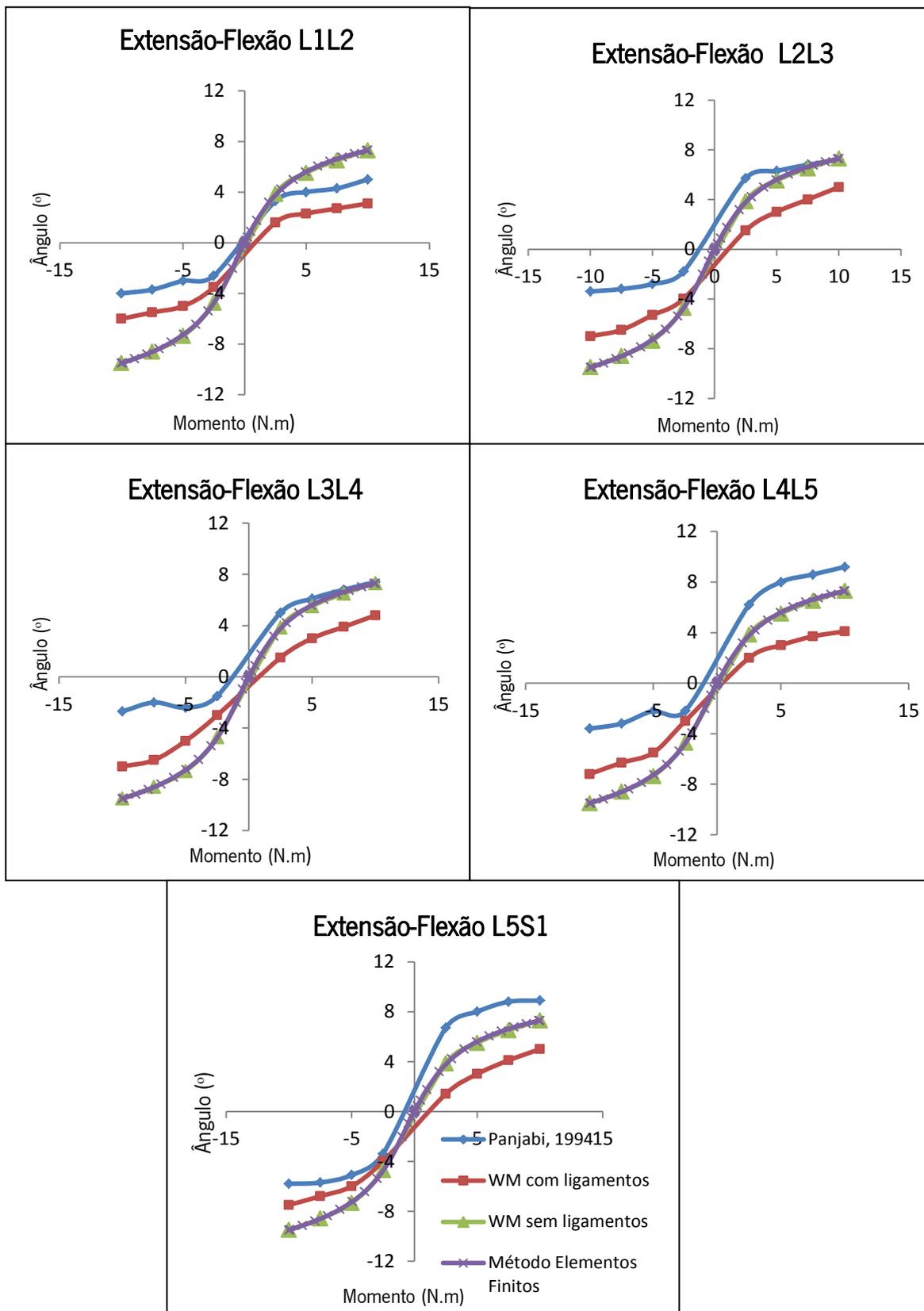


Figura 7.10- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM com e sem ligamentos, e os dados medidos por Panjabi e os dados provenientes do FEM durante a Extensão (momentos negativos) e Flexão (momentos positivos) da coluna.

7.6. Equações das molas dos ligamentos e discos intervertebrais implementadas no WM

Tabela 7.3- Equações da constante de mola do Ligamento Longitudinal Anterior implementadas no WM para cada nível.

LLA	Equação da constante de mola
L1L2	if((constraint[].p.z) <0.009397,0, if((constraint[].p.z) <0.010797,12857, if((constraint[].p.z) <0.011447, 67692, if((constraint[].p.z) <0.013697,172444, if((constraint[].p.z)<0.014397, 64286, 16667)))))) N/m
L2L3	if((constraint[].p.z) <0.0102343,0, if((constraint[].p.z) <0.0116343,12857, if((constraint[].p.z) <0.0122843,67692,if((constraint[].p.z) <0.0145343,172444, if((constraint[].p.z)<0.0152343, 64286, 16667)))))) N/m
L3L4	if((constraint[].p.z) <0.0094823,0, if((constraint[].p.z) <0.0108823,12857, if((constraint[].p.z) <0.0115323,67692, if((constraint[].p.z) <0.0137823,172444, if((constraint[].p.z)<0.0144823, 64286, 16667)))))) N/m
L4L5	if((constraint[].p.z) <0.0164016,0, if((constraint[].p.z) <0.0178016,12857, if((constraint[].p.z) <0.0184516,67692, if((constraint[].p.z) <0.0207016,172444, if((constraint[].p.z)<0.0214016, 64286,16667)))))) N/m
L5S1	if((constraint[].p.z) <0.0135591,0, if((constraint[].p.z) <0.0149591,12857, if((constraint[].p.z) <0.0156091,67692, if((constraint[].p.z) <0.0178591,172444, if((constraint[].p.z)<0.0185591, 64286,16667)))))) N/m

Tabela 7.4- Equações da constante de mola do Ligamento Flavo implementadas no WM para cada nível.

LF	Equação da constante de mola
L1L2	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0234859, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0245859, 37273, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0250859, 66000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0272859, 109545, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0275859, 66667, 7142.9))))))$ N/m
L2L3	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0228469, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0239469, 37273, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0244469, 66000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0266469, 109545, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0269469, 66667, 7142.9))))))$ N/m
L3L4	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0209566, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0220566, 37273, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0225566, 66000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0247566, 109545, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0250566, 66667, 7142.9))))))$ N/m
L4L5	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0204435, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0215435, 37273, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0220435, 66000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0242435, 109545, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0245435, 66667, 7142.9))))))$ N/m
L5S1	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0075795, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0086795, 37273, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0091795, 66000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00113795, 109545, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0116795, 66667, 7142.9))))))$ N/m

Tabela 7.5- Equações da constante de mola do Ligamento Longitudinal Posterior implementadas no WM para cada nível.

LLP	Equação da constante de mola
L1L2	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.010688, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.011588, 66667, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.014288, 100000, 50000)))$ N/m
L2L3	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0132854, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0141854, 66667, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0168854, 100000, 50000)))$ N/m
L3L4	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0109734, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0118734, 66667, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0145734, 100000, 50000)))$ N/m
L4L5	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0125737, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0134737, 66667, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0161737, 100000, 50000)))$ N/m
L5S1	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00614777, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00704777, 66667, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00974777, 100000, 50000)))$ N/m

Tabela 7.6- Equações da constante de mola do Ligamento Inter e Supraespinhoso implementadas no WM para cada nível.

LIS-LSS	Equação da constante de mola
L1L2	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02104, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02214, 26364, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02264, 60000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02444, 117222, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02474, 66667, 14286)))))) \text{ N/m}$
L2L3	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02165, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02275, 26364, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02325, 60000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02505, 117222, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.02535, 66667, 14286)))))) \text{ N/m}$
L3L4	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.014663, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.015763, 26364, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.016263, 60000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.018063, 117222, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.018363, 66667, 14286)))))) \text{ N/m}$
L4L5	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.011354, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.012454, 26364, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.012954, 60000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.014754, 117222, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.015054, 66667, 14286)))))) \text{ N/m}$
L5S1	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00622, 0, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00732, 26364, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00782, 60000, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00962, 117222, \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.00992, 66667, 14286)))))) \text{ N/m}$

Tabela 7.7- Equações do comprimento natural da mola do Ligamento Longitudinal Anterior implementadas no WM para cada nível.

LLA	Equação do comprimento natural da mola
L1L2	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.010797, (0.009397+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.011447, (0.009397+0.001165), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.013697, (0.009397+0.001739), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.014397, (0.009397-0.002719), (0.009397-0.024949)))))) \text{ m}$
L2L3	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0116343, (0.0102343+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0122843, (0.0102343+0.001165), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0145343, (0.0102343+0.001739), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0152343, (0.0102343-0.002719), (0.0102343-0.024949)))))) \text{ m}$
L3L4	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0108823, (0.0094823+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0115323, (0.0094823+0.001165), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0137823, (0.0094823+0.001739), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0144823, (0.0094823-0.002719), (0.0094823-0.024949)))))) \text{ m}$
L4L5	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0178016, (0.0164016+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0184516, (0.0164016+0.001165), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0207016, (0.0164016+0.001739), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0214016, (0.0164016-0.002719), (0.0164016-0.024949)))))) \text{ m}$
L5S1	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0149591, (0.0135591+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0156091,$

	$(0.0135591+0.001165), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0178591, (0.0135591+0.001739), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0185591, (0.0135591-0.002719), (0.0135591-0.024949)))))) \text{ m}$
--	---

Tabela 7.8- Equações do comprimento natural da mola do Ligamento Flavo implementadas no WM para cada nível.

LF	Equação do comprimento natural da mola
L1L2	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0245859, (0.0234859+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0250859, (0.0234859+0.000481488), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0272859, (0.0234859+0.000935491), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0275859, (0.0234859-0.000915323), (0.0234859-0.042876542)))))) \text{ m}$
L2L3	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0239469, (0.0228469+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0244469, (0.0228469+0.000481488), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0266469, (0.0228469+0.000935491), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0269469, (0.0228469-0.000915323), (0.0228469-0.042876542)))))) \text{ m}$
L3L4	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0220566, (0.0209566+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0225566, (0.0209566+0.000481488), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0247566, (0.0209566+0.000935491), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0250566, (0.0209566-0.000915323), (0.0209566-0.042876542)))))) \text{ m}$
L4L5	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0215435, (0.0204435+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0220435, (0.0204435+0.000481488), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0242435, (0.0204435+0.000935491), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0245435, (0.0204435-0.000915323), (0.0204435-0.042876542)))))) \text{ m}$
L5S1	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0086795, (0.0075795+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0091795, (0.0075795+0.000481488), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0113795, (0.0075795+0.000935491), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0116795, (0.0075795-0.000915323), (0.0075795-0.042876542)))))) \text{ m}$

Tabela 7.9-Equações do comprimento natural da mola do Ligamento Flavo implementadas no WM para cada nível.

LLP	Equação do comprimento natural
L1L2	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.011588, (0.010688+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.014288, (0.010688+0.00031755), (0.010688-0.00300963)))) \text{ m}$
L2L3	$\text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0141854, (0.0132854+0), \text{if}((\text{constraint}[].\text{p.z}) < 0.0168854, (0.0132854+0.00031755), (0.0132854-0.00300963)))) \text{ m}$

L3L4	if((constraint[].p.z) <0.0118734, (0.0109734+0), if((constraint[].p.z) <0.0145734, (0.0109734+0.00031755),(0.0109734- 0.00300963))) m
L4L5	if((constraint[].p.z) <0.0134737, (0.0125737+0), if((constraint[].p.z) <0.0161737, (0.0125737+0.00031755),(0.0125737- 0.00300963))) m
L5S1	if((constraint[].p.z) <0.00704777, (0.00614777+0), if((constraint[].p.z) <0.00974777, (0.00614777+0.00031755),(0.00614777- 0.00300963))) m

Tabela 7.10- Equações do comprimento natural da mola do Ligamento Flavo implementadas no WM para cada nível.

LIS-LSS	Equação do comprimento natural
L1L2	if((constraint[].p.z) <0.02214,(0.02104+0), if((constraint[].p.z) <0.02264, (0.02104+0.000641), if((constraint[].p.z) <0.02444,(0.02104+0.00112367), if((constraint[].p.z) <0.02474,(0.02104-0.000626658),(0.02104-0.016520199)))))) m
L2L3	if((constraint[].p.z) <0.02275,(0.02165+0), if((constraint[].p.z) <0.02325, (0.02165+0.000641), if((constraint[].p.z) <0.02505,(0.02165+0.00112367), if((constraint[].p.z) <0.02535,(0.02165-0.000626658),(0.02165-0.016520199)))))) m
L3L4	if((constraint[].p.z) <0.015763,(0.014663+0), if((constraint[].p.z) <0.016263, (0.014663+0.000641), if((constraint[].p.z) <0.018063,(0.014663+0.00112367), if((constraint[].p.z) <0.018363,(0.014663-0.000626658),(0.014663-0.016520199)))))) m
L4L5	if((constraint[].p.z) <0.012454,(0.011354+0), if((constraint[].p.z) <0.012954, (0.011354+0.000641), if((constraint[].p.z) <0.014754,(0.011354+0.00112367), if((constraint[].p.z) <0.015054,(0.011354-0.000626658),(0.011354-0.016520199)))))) m
L5S1	if((constraint[].p.z) <0.00732,(0.00622+0), if((constraint[].p.z) <0.00782, (0.00622+0.000641), if((constraint[].p.z) <0.00962,(0.00622+0.00112367), if((constraint[].p.z) <0.00992,(0.00622-0.000626658),(0.00622-0.016520199)))))) m

Tabela 7.11- Equações da constante de mola implementadas no WM para cada movimento do disco intervertebral.

Discos intervertebrais	Equação da constante de mola
Translação em z	if((constraint[].p.z) <-0.002,24539000, if((constraint[].p.z) <-0.0015, 7100000, if((constraint[].p.z) <0,833333, if((constraint[].p.z) <0.0013, 1115400, if((constraint[].p.z) <0.0018,19100000, if((constraint[].p.z) <0.0022,81250000,128023000)))))) N/m
Translação em y	if((constraint[].p.y) <-0.0017,457637, if((constraint[].p.y) <-0.001, 290000, if((constraint[].p.y) <0,177000, if((constraint[].p.y) <0.0013,215385, if((constraint[].p.y) <0.0019,570000,1190000)))) N/m
Translação em x	if((constraint[].p.x) <-0.0019,1000000, if((constraint[].p.x) <-0.0012, 414286, if((constraint[].p.x) <0,154167, if((constraint[].p.x) <0.0012, 154167, if((constraint[].p.x) <0.0019,414286,1000000)))) N/m
Rotação em z	if((-constraint[].r.z) <-1.85 deg,5.7336, if((-constraint[].r.z) <-1 deg,3.8824, if((-constraint[].r.z) <0 deg,3.2, if((-constraint[].r.z) <1 deg,3.2, if((-constraint[].r.z) <1.85 deg,3.8824,5.7336)))) Nm/deg
Rotação em y	if((-constraint[].r.y) <-5.9 deg,3.1423, if((-constraint[].r.y) <-4 deg,1.5789, if((-constraint[].r.y) <0 deg,0.65, if((-constraint[].r.y) <5.5 deg,0.52727, if((-constraint[].r.y) <7.9 deg,1.125,2.7331)))) Nm/deg
Rotação em x	if((-constraint[].r.x) <-4.8 deg,3.7607, if((-constraint[].r.x) <-3.3 deg,1.8, if((-constraint[].r.x) <0 deg,0.8788, if((-constraint[].r.x) <3.3 deg,0.8788, if((-constraint[].r.x) <4.8 deg,1.8,3.7607)))) Nm/deg

Tabela 7.12- Equações do comprimento natural de mola implementadas no WM para cada movimento do disco intervertebral.

Discos intervertebrais	Equação do comprimento natural de mola
Translação em z	if((constraint[].p.z) <-0.002,-0.00180439, if((constraint[].p.z) <-0.0015, -0.001302394, if((constraint[].p.z) <0.0013,0,

	if((constraint[].p.z) <0.0018, 0.00122408, if((constraint[].p.z) <0.0022,0.00166462,0.00186022)))) m
Translação em y	if((constraint[].p.y) <-0.0017,-0.0008696, if((constraint[].p.y) <-0.001, -0.0003897, if((constraint[].p.y) <0.0013,0, if((constraint[].p.y) <0.0019, 0.000809,0.001377)))) m
Translação em x	if((constraint[].p.x) <-0.0019,-0.001425, if((constraint[].p.x) <-0.0012, -0.0007534, if((constraint[].p.x) <0.0012,0, if((constraint[].p.x) <0.0019, 0.0007535,0.0014525)))) m
Rotação em z	if((-constraint[].r.z) <-1.85 deg,0.7163248, if((-constraint[].r.z) <-1 deg,0.1757676, if((-constraint[].r.z) <1 deg,0, if((-constraint[].r.z) <1.85 deg, -0.1757676,-0.7163248)))) m
Rotação em y	if((-constraint[].r.y) <-5.9 deg,4.1178945, if((-constraint[].r.y) <-4 deg, 2.3532839, if((-constraint[].r.y) <5.5 deg,0, if((-constraint[].r.y) <7.9 deg, -2.92220889,-5.8509897)))) m
Rotação em x	if((-constraint[].r.x) <-4.8 deg,3.3109049, if((-constraint[].r.x) <-3.3 deg,1.6888667, if((-constraint[].r.x) <3.3 deg,0, if((-constraint[].r.x) <4.8 deg, -1.6888667,-3.3109049)))) m

7.7. Comparação entre os dados de Panjabi, modelo WM e os dados do modelo (45).

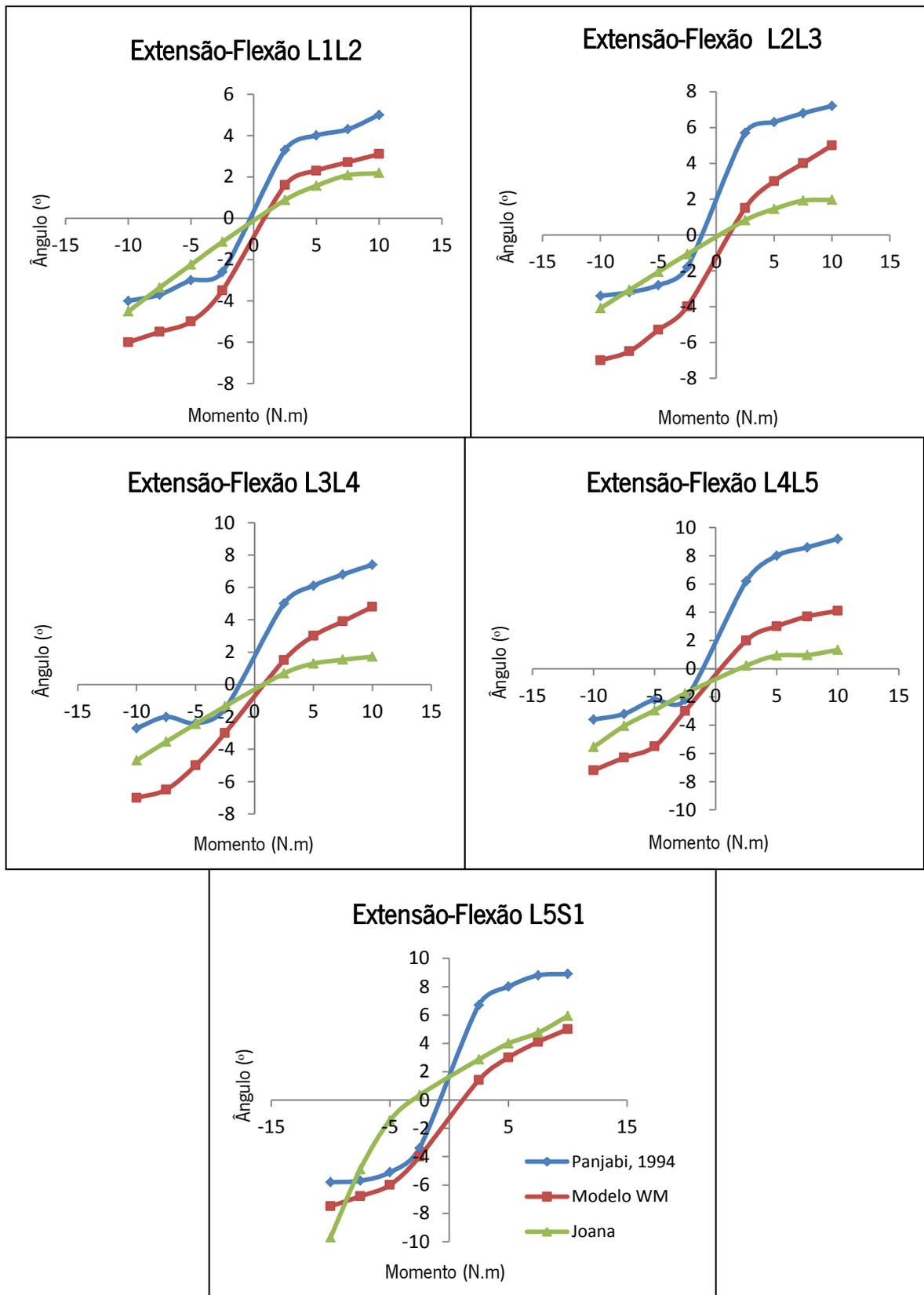


Figura 7.11- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM, os dados medidos por Panjabi e os dados provenientes do trabalho de Joana (45) durante a Extensão (momentos negativos) e Flexão (momentos positivos).

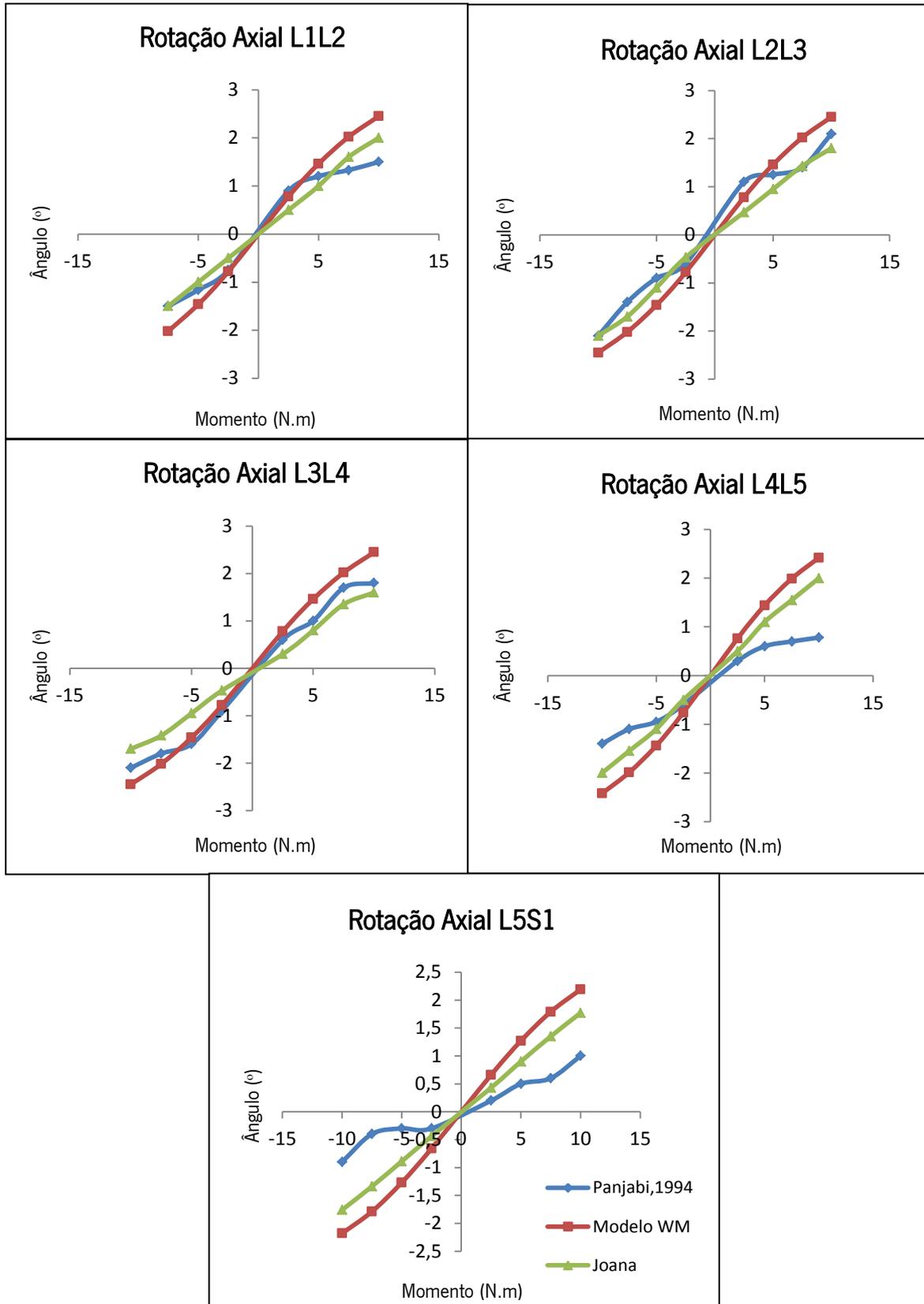


Figura 7.12- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM, os dados medidos por Panjabi e os dados provenientes do trabalho de Joana (45) durante a Rotação Axial Direita (Momentos negativos) e Rotação Axial Esquerda (Momentos positivos).

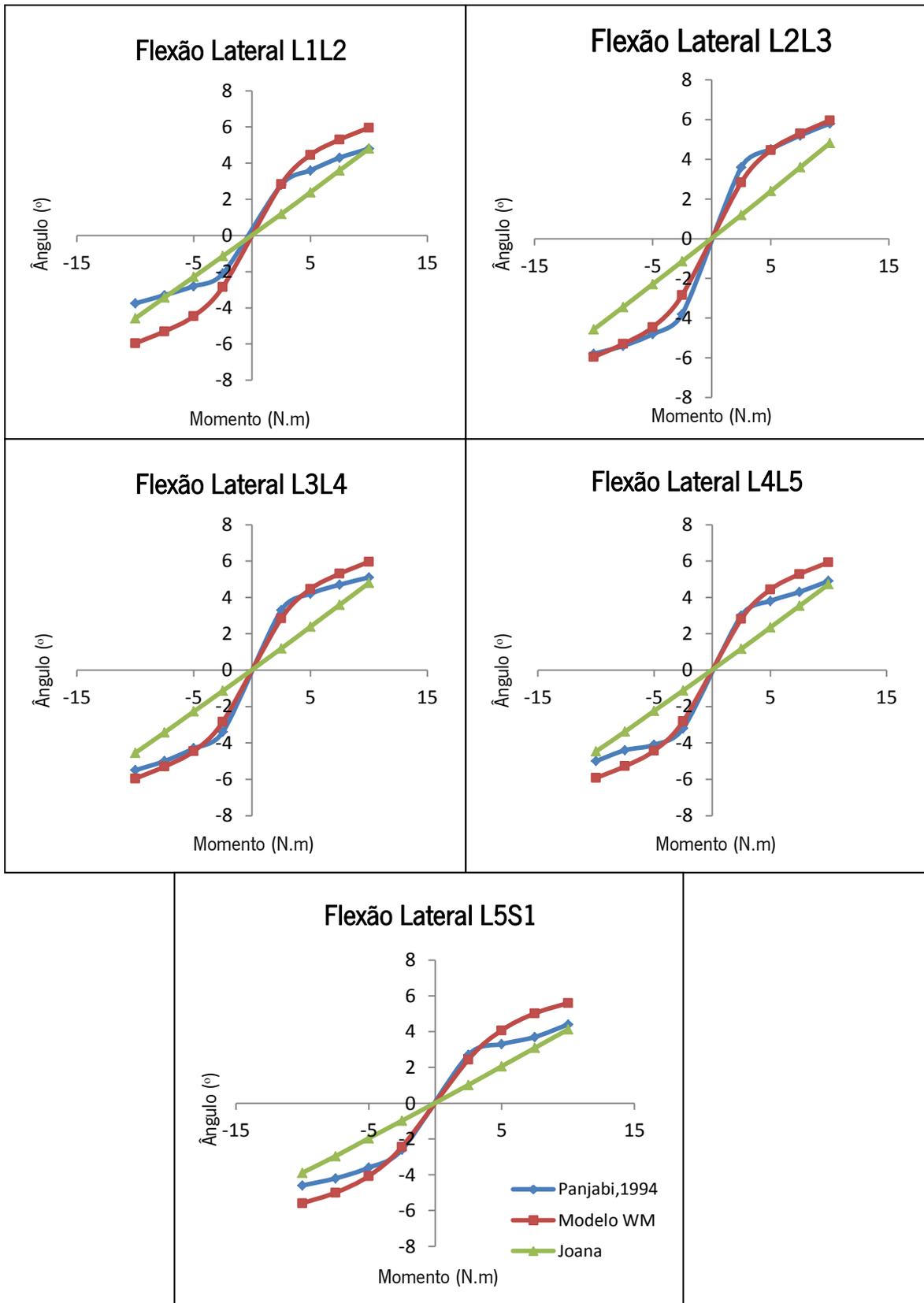


Figura 7.13- Comparação entre os dados obtidos pelo modelo WM, os dados medidos por Panjabi e os dados provenientes do trabalho de Joana (45) durante a Flexão Lateral Esquerda (Momentos negativos) e Flexão Lateral Direita (Momentos positivos).