

## CRIAÇÃO DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS DA COLUNA LOMBAR UTILIZANDO O SOFTWARE *MSC VISUALNASTRAN DESKTOP*

Sousa, S<sup>1</sup>; Claro, J.C.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> CT2M, Universidade do Minho, Portugal; sofia\_sts@hotmail.com

<sup>2</sup> CT2M, Universidade do Minho, Portugal; jcpclaro@dem.uminho.pt

**PALAVRAS CHAVE:** Simulação biomecânica; sistemas multicorpos; coluna lombar

**RESUMO:** Um modelo da coluna lombar humana foi construído em sistema multicorpo (MBS), utilizando o software comercial *MSC visualNastran Desktop*®. Sendo a entidade mais utilizada para a simulação dos discos intervertebrais (IVD) o denominado “bushing”, no entanto, e devido a algumas peculiaridades apresentadas pelo software, o uso desse tipo de junta tornou-se inviável, tendo sido necessário criar os discos intervertebrais de uma forma alternativa, recorrendo a 3 ligações de translação e 3 de rotação em série. Neste artigo é descrito todo o processo de construção do IVD e é ainda apresentada a sua validação, para posterior integração num modelo completo da coluna lombar humana.

### 1. INTRODUÇÃO

Um modelo da coluna lombar humana foi construído em sistema multicorpo (MBS), utilizando o software comercial *MSC visualNastran Desktop*®. [1]

A entidade de ligação usual neste tipo de modelos e, aparentemente, a mais conveniente para a simulação dos discos intervertebrais (IVD) seria o denominado “bushing” [2, 3, 4]. Este elemento permite o estabelecimento de 6 equações de força e outras tantas de binário, em função do deslocamento e da velocidade (de rotação e de translação) nos três eixos coordenados, a fim de definir e controlar completamente o comportamento dos seus 6 graus de liberdade (DOF).

Todavia, no decurso do desenvolvimento do modelo – mais especificamente, na fase de definição das curvas das ‘constantes de mola’ (força/deslocamento e binário/rotação) – tornou-se patente uma inesperada peculiaridade com que o software trata as equações que lhe são impostas e que,

supostamente, deveriam ser seguidas na simulação – curva vermelha na Figura 1.

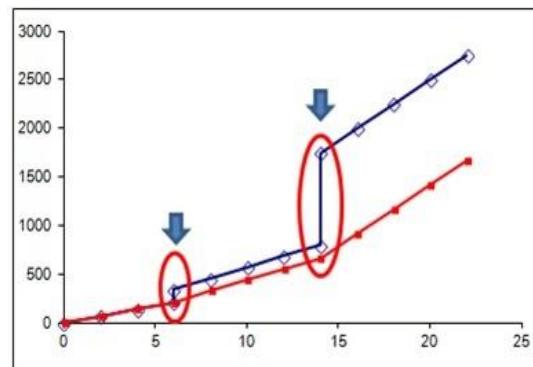


Figura 1 – Exemplo de curva (a)típica de força/deslocamento

De notar que o programa oferece várias alternativas directas (constante, linear, quadrática, etc.) para a definição do comportamento dos parâmetros em jogo [5]. Todavia, no caso presente, pretendia-se a utilização de equações definidas pelo utilizador, obtidas previamente por linearização de troços de curvas complexas, geradas por uma simulação de Elementos

Finitos (FEM), que mimetiza o comportamento do IVD sob solicitações uniaxiais, para cada um dos seis DOF.

No entanto verificou-se 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 que o valor de saída é calculado em conformidade – curva azul na Figura 1.

Assim sendo, o seu desempenho afasta-se rapidamente do expectável, apresentando bruscas alterações em função da inclinação e da ordenada para abcissa nula, a cada instante.

Para resolver este problema de uma forma expedita, foi necessária a criação de um método de alteração do comprimento/ângulo ‘natural’ das molas, de modo a ajustar a sua resposta a cada momento.

Simultaneamente, este facto tornou necessário encontrar uma alternativa aos “bushings”, uma vez que estes não permitem o ajuste do referido comprimento ou ângulo ‘natural’ (ou seja, da sua distância/ângulo na ausência de carga).

## 2. CRIAÇÃO DOS IVDs

Optou-se assim pela criação de um conjunto de múltiplas juntas do tipo ‘mola/amortecedor’ em série, justapostas, para controlo de cada um dos DOF.

Uma vez que o software apenas é capaz de criar juntas entre dois corpos (relações binárias de posição relativa) e dado que o IVD possui 6 tipos de movimento (translação e rotação, nos três eixos coordenados) outras tantas juntas tornaram-se necessárias.

Para a criação destas recorreu-se a 5 corpos ‘virtuais’ de massa desprezável, com 5 ‘coords’ nos seus centros e uma ‘coord’ em cada vértebra. A todas as ‘coords’ foi atribuída a mesma posição absoluta, correspondente ao centro geométrico do disco intervertebral (ver Tabela 1), permitindo a ligação de cada par de

vértebras que formam o ‘motion segment’ (MS), como esquematizado na Figura 2.

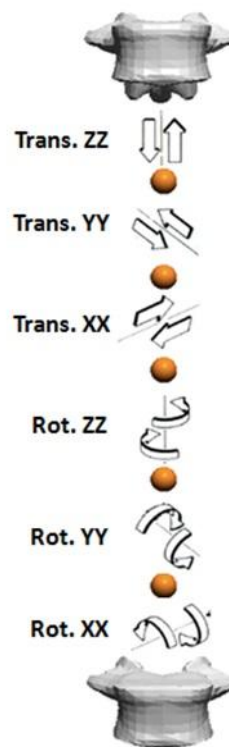


Figura 2 – Junta múltipla com 6 DOF

Tabela 1 – Posição e orientação absolutas dos discos intervertebrais [2]

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

Nota: no posicionamento do IVD usou-se a seguinte orientação global:

- plano sagital – eixos xz
- plano coronal – eixos yz
- plano transversal – eixos xy

com o eixo (xx) orientado no sentido anterior e origem do sistema ao nível do solo.

## 3. DADOS DE ENTRADA (FEM)

As equações de movimento implementadas no MBS foram obtidas a partir do modelo

FEM de um ‘motion segment’ padronizado, desenvolvido no âmbito do projecto mais vasto em que este trabalho se insere.

Para a rotação em cada um dos três eixos (Rx, Ry e Rz) o movimento relativo das vértebras foi determinado por aplicação de um binário variando entre -10 e 10 N.m. Para obtenção da curva de resposta em translação usou-se o método inverso, sendo imposto o movimento relativo das vértebras e determinando o valor da força correspondente. A gama de deslocamentos utilizada para os movimentos de flexão/extensão (Tx), flexão lateral (Ty) e compressão/tração (Tz) foi de [-0.0025; 0.0025] m.

#### 4. ESTABELECIMENTO DAS EQUAÇÕES DE COMPORTAMENTO DO IVD

##### 4.1 EQUAÇÕES DE CONSTANTE DE MOLA

O processo utilizado para transformar os dados provenientes da simulação FEM em equações do software de MBS passou pela aplicação de uma regressão polinomial aos pontos gerados, seguida da segmentação em troços rectilíneos das curvas obtidas.

Para a constante da mola ( $k$ ) adoptou-se a equação linear:

$$F = -kx \quad (1)$$

em que ( $F$ ) representa a força ou o binário, e ( $x$ ) a diferença entre os comprimentos ou os ângulos, conforme os casos, ‘natural’ e ‘corrente’ da mola. Assim sendo, a direção e magnitude da força na mola são determinadas pela distância entre os seus 2 pontos extremos, correspondendo ( $k$ ) ao declive da recta no ponto em consideração.

Para minimizar o erro da linearização das curvas produzidas pelo modelo FEM, estas foram divididas em vários segmentos (em número variável, consoante cada caso) e em seguida foi determinado o valor de ( $k$ )

corresponde, como exemplificado na Figura 3.

Pelo facto das curvas terem sido segmentadas, a equação que rege cada junta é uma função condicional, do tipo:

$$k = \text{if}(Lm) < x_1, k_1, \text{if}(Lm) < x_n, k_n \quad (2a)$$

$$k = \text{if}(\theta m) < x_1, k_1, \text{if}(\theta m) < x_n, k_n \quad (2b)$$

sendo ( $Lm$ ) o comprimento ou ( $\theta m$ ) o ângulo da mola, ( $x$ ) o valor da segmentação e ( $k$ ) o declive da reta.

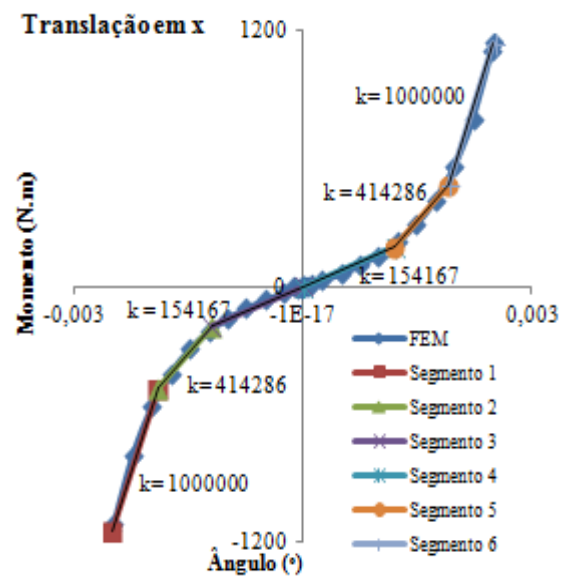


Figura 3 – Exemplo de curva para translação (Tx) com divisão em 6 segmentos lineares

Com os valores assim obtidos construíram-se as diferentes equações da constante de mola (Tabela 2).

Tabela 2 – Equações da constante de mola para cada tipo de movimento do IVD

Translação	
Tz	if((Lm) < -0.002,24539000, if((Lm) < -0.0015, 7100000, if((Lm) < 0,833333, if((Lm) < 0.0013, 1115400, if((Lm) < 0.0018, 19100000, if((Lm) < 0.0022, 81250000, 128023000)))))) N/m
Ty	if((Lm) < -0.0017,457637, if((Lm) < -0.001, 290000, if((Lm) < 0,177000, if((Lm) < 0.0013, 215385, if((Lm) < 0.0019, 570000, 1190000)))))) N/m

<b>T<sub>x</sub></b>	if((Lm) <-0.0019,1000000, if((Lm) <-0.0012, 414286, if((Lm) <0,154167, if((Lm) <0.0012, 154167, if((Lm) <0.0019,414286,1000000)))) N/m
<b>Rotação</b>	
<b>R<sub>z</sub></b>	if((-Θm) <-1.85, 5.7336, if((-Θm) <-1, 3.8824, if((-Θm) <0,3.2, if((-Θm) <1, 3.2, if((-Θm) <1.85, 3.8824, 5.7336)))) Nm/deg
<b>R<sub>y</sub></b>	if((-Θm) <-5.9, 3.1423, if((-Θm) <-4, 1.5789, if((-Θm) <0, 0.65, if((-Θm) <5.5, 0.52727, if((-Θm) <7.9, 1.125,2.7331)))) Nm/deg
<b>R<sub>x</sub></b>	if((-Θm) <-4.8, 3.7607, if((-Θm) <-3.3, 1.8, if((-Θm) <0, 0.8788, if((-Θm) <3.3, 0.8788, if((-Θm) <4.8, 1.8, 3.7607)))) Nm/deg

**4.2 EQUAÇÕES DO COMPRIMENTO NATURAL DE MOLA**

Depois de criadas as equações da constante de mola, e tendo em conta a já referida peculiaridade apresentada pelo software (Figura 1), foi ainda necessário introduzir um mecanismo de alteração do comprimento/ ângulo ‘natural’ de mola, agora tornado possível pela nova forma de construção de IVDs, de modo a adequar a sua resposta em cada momento.

Este efeito foi conseguido pela introdução de um ‘fator de ajuste’ que corresponde à alteração do comprimento da mola, ou seja, à ordenada em 'xx' da recta que, passando por (0,0), tem por abcissa o valor de força determinado pela sua paralela (que passa pelo ponto (X<sub>corrig.</sub>, F<sub>corrig.</sub>) para x=0. Este Fator é calculado para cada segmento de recta considerado, no ajuste à curva original, e a sua formulação geral será:

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

Uma vez determinados os vários Fatores, foi possível criar equações que permitem o ajuste das curvas (Tabela 3).

Tabela 3 – Equações para ajuste do comprimento/ ângulo ‘natural’ das molas

<b>Translação</b>	
<b>T<sub>z</sub></b>	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))))
<b>T<sub>y</sub></b>	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))))
<b>T<sub>x</sub></b>	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))))
<b>Rotação</b>	
<b>R<sub>z</sub></b>	if((-Θm) <-1.85, 0.7163248, if((-Θm) <-1, 0.1757676, if((-Θm) <1, 0, if((-Θm) <1.85, -0.1757676, -0.7163248))))
<b>R<sub>y</sub></b>	if((-Θm) <-5.9, 4.1178945, if((-Θm) <-4, 2.3532839, if((-Θm) <5.5, 0, if((-Θm) <7.9, -2.92220889, -5.8509897))))
<b>R<sub>x</sub></b>	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))))

**5. COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DE FEM COM O MODELO MULTICORPO**

Nas Figuras 4 e 5 são apresentadas as comparações entre as curvas força-deslocamento e momento-ângulo obtidas pelo Método de Elementos Finitos e as produzidas pelo Sistema Multicorpo.

As diferenças percentuais máximas são de,  
 -11.1% para a translação em xx,  
 +5.3% para a translação em yy,  
 +35.7% para a translação em zz,  
 e de,  
 -2.2% para a rotação em xx,  
 -8.1% para a rotação em yy,  
 +1.3% para a rotação em zz.

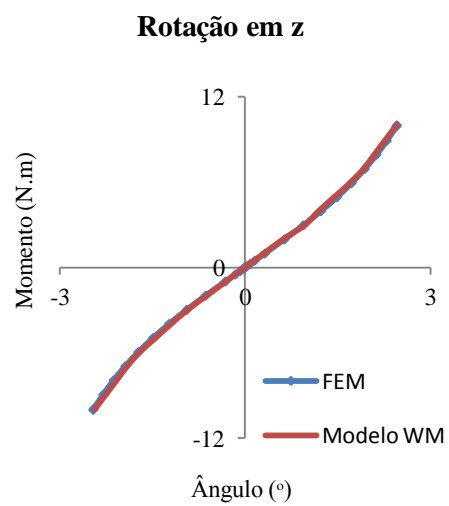
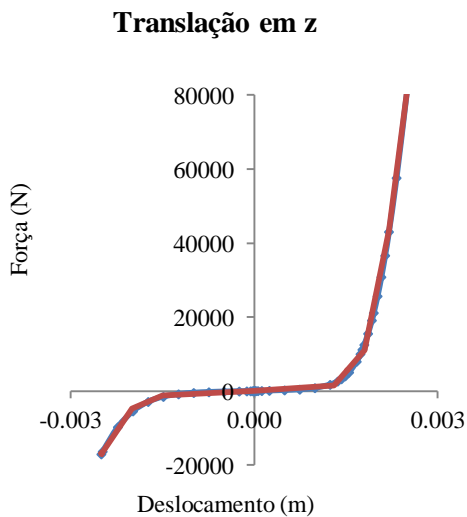
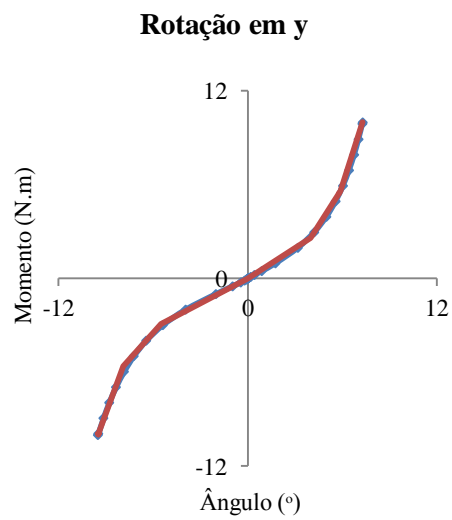
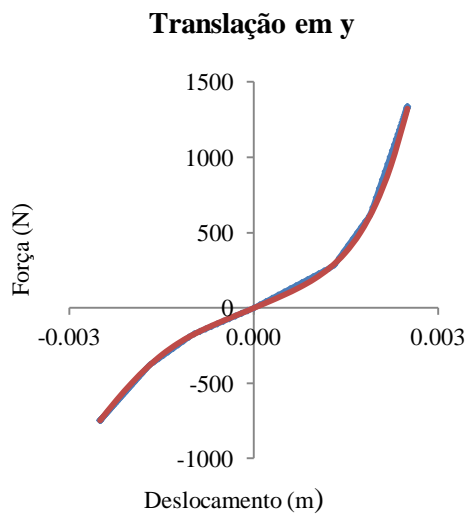
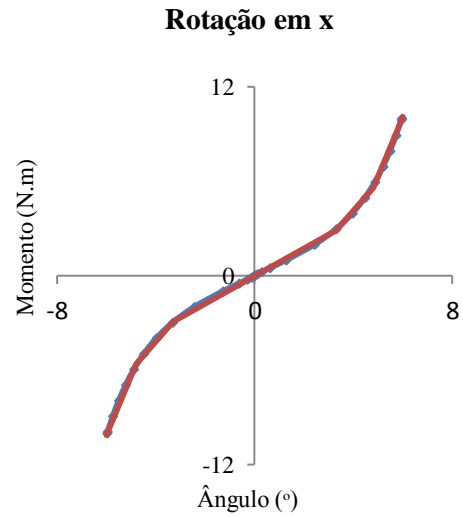
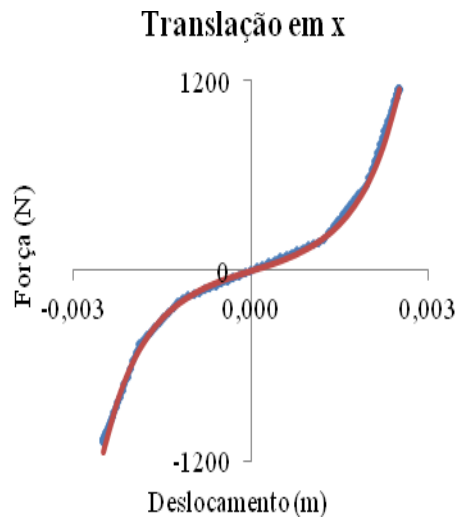


Figura 4 – Comparação das curvas Força-Deformação, em translação, dos discos intervertebrais, entre os dados fornecidos pelo Método de Elementos Finitos (FEM) e o modelo em MBS

Figura 5 – Comparação das curvas Força-Deformação, em rotação, dos discos intervertebrais, entre os dados fornecidos pelo Método de Elementos Finitos (FEM) e o modelo em MBS

## 6. LISTA DE ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS

*Bushing* : Junta genérica 3D **pertencente ao WM**

Coords: Coordenadas

DOF: *Degree Of Freedom* (Graus de Liberdade)

FEM: *Finite Element Method* (Método Elementos Finitos)

IVD: *Intervertebral Disc* (Disco Intervertebral)

MBS: *Multibody System* (Sistema Multicorpo)

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

Tx,Ty,Tz: Translação segundo os eixos locais do IVD

Rx,Ry,Rz: Rotação segundo os eixos locais do IVD

and Degenerative Disorders. Technical University of Lisbon; 2008.

[4] Esat, V. Biomechanical Modelling of the Whole Human Spine for Dynamic Analysis. Loughborough University; 2006.

[5] Working Model (R) 3D - User's Manual. Version 3.0. USA; 1997.

### 6.1 VARIÁVEIS

Lm: Comprimento da mola

$\Theta_m$ : Ângulo da mola

$x_n$  : Valor da segmentação

$k_n$  : Declive da reta

### AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi realizado no âmbito do projeto “NP Mimetic – Biomimetic Nano-Fibre Based Nucleus Pulposus Regeneration for the Treatment of Degenerative Disc Disease”, funded by the European Commission under FP7 (grant NMP-2009-SMALL-3-CP-FP 246351).

### REFERÊNCIAS

- [1] Sousa, S; Claro, J. An Advanced 3D Multi-Body System Model for the Human Lumbar Spine. In: Flores P, Viadero F, editors. *New Trends in Mechanism and Machine Science*. Springer International Publishing; 2015. p. 405–11.
- [2] Matos, J. Development of a 3D multibody system of the human lumbar spine. Universidade do Minho; 2013.
- [3] Ferreira, A. Multibody Model of the Cervical Spine and Head for the Simulation of Traumatic