

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
ENGENHARIA MECÂNICA**

Luis Fernando Nicolini

**EFEITO DO ALINHAMENTO SAGITAL APÓS FUSÃO
DA COLUNA LOMBOSSACRAL: UMA ANÁLISE COM
ELEMENTOS FINITOS**

Florianópolis

2016

Luis Fernando Nicolini

EFEITO DO ALINHAMENTO SAGITAL APÓS FUSÃO DA COLUNA LOMBOSSACRAL: UMA ANÁLISE COM ELEMENTOS FINITOS

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Alberto Fancello.

Coorientador: Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler

Coorientador: Med. Marcelo Simoni Simões.

Florianópolis
2016

Ficha de identificação da obra.

Nicolini, Luis Fernando

EFEITO DO ALINHAMENTO SAGITAL APÓS FUSÃO DA COLUNA LOMBOSSACRAL: UMA ANÁLISE COM ELEMENTOS FINITOS / Luis Fernando Nicolini; orientador, Eduardo Alberto Fancello; coorientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler. - Florianópolis, SC, 2016. 130 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Inclui referências

1. Engenharia Mecânica. 2. Coluna Lombossacral. 3. Fusão. 4. Alinhamento Sagital. I. Fancello, Eduardo Alberto . II. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello . III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Luis Fernando Nicolini

EFEITO DO ALINHAMENTO SAGITAL APÓS FUSÃO DA COLUNA LOMBOSSACRAL: UMA ANÁLISE COM ELEMENTOS FINITOS

Esta Dissertação foi julgada aprovada para a obtenção do Título de “Mestre em Engenharia Mecânica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 11 de março de 2016.



Prof. Dr. Armando Albertazzi Gonçalves Jr.
Coordenador do Curso



Prof. Dr. Eduardo Alberto Fancello – Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

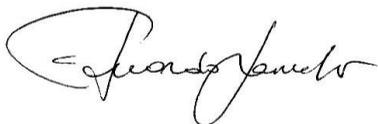


Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler – Coorientador
Universidade Federal de Santa Catarina



Med. Marcelo Simoni Simões – Coorientador

Banca Examinadora:



Prof. Dr. Eduardo Alberto Fancello – Presidente
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Dr. Júlio Apolinário Cordioli
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Dr. Edison da Rosa
Universidade Federal de Santa Catarina



Dr. Márcio Fagundes Goethel
Spine Implantes Ltda.

Este trabalho é dedicado à minha família,
namorada, professores e colegas de classe.

AGRADECIMENTOS

Aos professores do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina pela atenção, apoio e ensinamentos recebidos. Em especial aos professores Eduardo Alberto Fancello e Carlos Rodrigo de Mello Roesler, os quais me apoiaram na elaboração desta pesquisa, esclarecendo dúvidas e prestando auxílio nas dificuldades encontradas. E também, ao Dr. Marcelo Simoni Simões por incentivar minha pesquisa sempre trazendo questões clínicas e ideias importantes a respeito da coluna vertebral.

Aos colegas do Grupo de Análise e Projeto Mecânico GRANTE e do Laboratório de Engenharia Biomecânica LEBm pelo apoio, amizade e incentivo durante a realização deste trabalho. A meu amigo Vitélio Brustolin pela amizade e incentivo na geração de ideias e sucesso profissional.

”Se você quer os acertos, esteja preparado para os erros.”

(Carl Yastrzemski)

RESUMO

Os tratamentos cirúrgicos da coluna vertebral são custosos e nem sempre realizados com sucesso. A artrodese, por exemplo, modifica a biomecânica da coluna vertebral e pode comprometer os segmentos adjacentes à fusão levando-os a degeneração seguida de patologias. O objetivo deste trabalho foi aprimorar e validar um modelo baseado em elementos finitos para prever o comportamento biomecânico da coluna lombossacral intacta e com fusão tanto com preservação da lordose quanto no caso hipolordótico (0°) no segmento L5-S1. Pretendeu-se compreender o efeito do alinhamento sagital, um dos principais responsáveis pela eficácia da artrodese e relacionado a aceleração da degeneração do segmento adjacente a fusão. A validação do modelo foi realizada através da calibração das propriedades dos ligamentos e das facetas articulares. Assim, foi possível manter os valores das rotações intervertebrais e das forças facetárias próximos dos valores encontrados em testes *in vitro* sob a aplicação de momento puro nos regimes de flexão-extensão e flexão lateral. Após a validação, a coluna foi testada sob a aplicação de forças fisiológicas através da inclusão da força gravitacional, uma carga seguidora representando os músculos locais e um sistema antagonista composto pelo reto abdominal e ereto espinhal. A coluna intacta foi testada em diversas angulações no plano sagital onde as forças destes dois músculos foram ajustadas visando manter rotações da vértebra L1 e sacro pré definidas. Nos casos da coluna com implante, esse ajuste é feito com o objetivo de deslocar e manter o centro de gravidade na mesma posição encontrada na coluna intacta assim como a inclinação sacral (*sacral slope*). Em comparação com a coluna intacta os seguintes resultados foram obtidos para a coluna com fusão nas inclinações sacrais de 37° (posição neutra), 47° e 57° respectivamente: a) para o caso com preservação da lordose, as forças do eretor espinhal são 16%, 28% e 32% menores; ocorre uma redução de lordose e das forças facetárias em todos os segmentos não fundidos quando estas diferenças não são desprezíveis; b) para o caso hipolordótico as forças do eretor da espinha são 120%, 24% e 18% maiores; os segmentos superiores a vértebra L5 encontram-se mais estendidos; ocorre um aumento das forças facetárias além das máximas pressões presentes nos disco intervertebrais. Provavelmente, estes aumentos sejam os responsáveis em acelerar a degeneração das estruturas do segmento adjacente.

Palavras-chave: Coluna Lombossacral. Fusão. Alinhamento Sagital.

ABSTRACT

Surgical treatments of the spine involve high costs and their goals are not always successfully achieved. Arthrodesis, for example, changes the biomechanics of the spine and may compromise the adjacent segments, leading the patients to degenerative diseases and, eventually, serious medical conditions. The objective of this study was to improve and validate a finite element model to predict the biomechanical behavior of the lumbosacral spine. Tests involved the intact spine and the spine with fusion at the L5-S1 segment in two situations: preservation of lordosis and hypolordosis (0°). The aim was to study the effect of the sagittal alignment after fusion, one of the key factors of its efficacy, which is related to the accelerated degeneration of its adjacent segment. The validation of the model was achieved by calibrating the properties of the ligaments and facet joints. Thus, it was possible to keep the values of intervertebral rotations and forces at the facet joints close to the values found in *in vitro* tests under the application of pure moment in flexion-extension and lateral flexion. Additionally, the lumbosacral spine model was tested under physiological loading conditions. It includes the gravitational force, a follower load representing the local muscle, and an antagonist system composed of the rectus abdominis and erector spinae muscles. The intact spine was tested at different angles in the sagittal plane and the forces of these two muscles were adjusted to keep a pre-defined rotation of the L1 vertebra and sacrum. In the cases of the spine with implant, this adjustment serves to displace and keep the center of gravity at the same position found in the model of the intact spine and, the sacral slope as well. In comparison to the intact spine, the following results were obtained for the spine with fusion considering a sacral inclination of 37° (neutral position) 47° and 57° respectively: a) for the case of fusion with preservation of lordosis, the forces of the erector spinae are 16%, 28% and 32% lower; the lordosis and the facet forces are reduced in all unfused segments when these differences are not negligible; b) for the hypolordotic case, the forces of the erector spinae are 120%, 24% and 18% higher; the upper vertebra L5 segments are more extended; and the forces at the facet joints and the maximum pressure in the intervertebral discs are higher. Most likely, these increases are responsible for accelerating the degeneration of the adjacent segment structures.

Keywords: Lumbosacral Spine. Fusion. Sagittal Alignment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Coluna vertebral, suas regiões e nomenclatura utilizada para cada vértebra. Fonte: Adaptada de Moore, Dalley e Agur (2014).....	32
Figura 2 Vista superior e lateral de uma vértebra típica, representada pela vértebra L2. Destaca-se os componentes da vértebra e suas funções. Fonte: Adaptada de Moore, Dalley e Agur (2014).	33
Figura 3 Componentes de uma vértebra típica: corpo vertebral (marrom), pedículos (roxo), lâmina (azul), processos transversais (verde), processos articulares (amarelo fraco), processo espinhoso (vermelho) e facetas articulares (creme). Fonte: Cramer e Darby (2014).....	34
Figura 4 Secção da metade sagital da coluna vertebral. As vértebras são compostas por um núcleo de osso trabecular revestido por camadas de osso cortical. Fonte: Moore, Dalley e Agur (2014).	35
Figura 5 Disco intervertebral composto pelo núcleo e anel fibroso. Fonte: Adaptada de Moore, Dalley e Agur (2014).....	36
Figura 6 Principais ligamentos da coluna lombossacral. Fonte: Adaptada de Institute (2015).	38
Figura 7 Localização dos parâmetros de equilíbrio espinhal para a posição neutra. Os valores indicados foram usados na implementação do modelo de elementos finitos.	41
Figura 8 Fusão de um segmento vertebral feita por parafusos pediculares, hastes e espaçador. Fonte: Adaptada de Spinalsimplicity (2015).....	42
Figura 9 Radiografias da vista lateral de uma das colunas lombares testadas com diferentes alinhamentos sagitais variados no segmento fundido (L4-L5): A) fixação <i>in situ</i> , B) fixação com hiperlordose e C) fixação com hipolordose. Fonte: Adaptada de Akamaru et al. (2003).....	43
Figura 10 Esquema (esquerda) e foto (direita) do experimento de Voronov et al. (2009). Fonte: Adaptada de Voronov et al. (2009)..	46
Figura 11 Experimento de Wilson et al. (2006). A) Sensor inserido na faceta articular e B) Coluna montada na máquina para medidas das cargas facetárias. Fonte: Adaptada de Wilson et al. (2006)....	48
Figura 12 Esquema das diversas combinações de cargas testadas	

por Wilke et al. (2003). (A) Os espécimes foram fixados em quatro etapas de flexão do quadril de 0° a 30°, em que foram aplicados os 12 casos de carga ilustrados na parte (B). Fonte: Wilke et al. (2003).....	49
Figura 13 Montagem da coluna na máquina de testes. Fonte: Adaptada de Wilke et al. (2003).....	50
Figura 14 Comparação da pressão intradiscal do disco L4-L5 entre os resultados numéricos de Rohlmann et al. (2006) com os <i>in vivo</i> para vários ângulos no plano sagital. Fonte: Adaptada de Rohlmann et al. (2006).....	52
Figura 15 Comparação da carga do fixador na L2-L4 entre os resultados numéricos de Rohlmann et al. (2006) com os <i>in vivo</i> para vários ângulos no plano sagital. Fonte: Adaptada de Rohlmann et al. (2006).....	53
Figura 16 Perspectiva do modelo da coluna lombossacral o qual é simétrico em relação ao plano médio-sagital.....	55
Figura 17 Vista frontal da geometria do disco intervertebral do segmento L4-L5. O lado direito mostra as fibras do anel fibroso em disposição helicoidal.....	56
Figura 18 Vértebra L4: A) Geometria onde a parte rosada representa o platô da vértebra o qual possui uma maior espessura de osso cortical em sua parte externa do que seu centro, B) Malha formada por elementos tetraédricos.....	57
Figura 19 Curva tensão-deformação para as cartilagens das facetas articulares. Fonte: Sharma, Langrana e Rodriguez (1995).....	61
Figura 20 Locais de inserção dos ligamentos (linhas vermelhas) no segmento L4-L5: A) Vista frontal B) Perspectiva da região posterior (no caso dos ligamentos FL e CL somente as suas componentes da parte esquerda são ilustradas). A Tabela 5 mostra o significado das abreviaturas.....	63
Figura 21 Curvas força-deslocamento relativo dos sete ligamentos lombares após calibração do segmento L4-L5.....	64
Figura 22 Curvas flexão, extensão, flexão lateral e torção obtidas após calibração do segmento L4-L5 e inserção do ligamento supra-espinhal (SSL). Os valores são comparados com os resultados dos testes <i>in vitro</i> de Heuer et al. (2007). Fonte: Adaptada de Yllera et al. (2012).....	66
Figura 23 Condições de contorno impostas no modelo visando simular os testes de Guan et al. (2007). (A) acoplamento no topo da	

vértebra L1 e (B) sacro engastado (cor alaranjada).	69
Figura 24 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais mais cefálicos.	70
Figura 25 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais intermediários.	71
Figura 26 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais mais caudais.	72
Figura 27 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão lateral dos segmentos vertebrais mais cefálicos.	73
Figura 28 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão lateral dos segmentos vertebrais intermediários.	74
Figura 29 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão lateral dos segmentos vertebrais mais caudal e da coluna lombar. .	75
Figura 30 Curvas força-deslocamento relativo do ligamento longitudinal anterior e ligamento longitudinal posterior após calibração. Os segmento L1-L2, L2-L3 e L3-L4 possuem os mesmos valores. . .	76
Figura 31 Curvas força-deslocamento relativo do ligamento flavo e ligamento supra-espinhal após calibração.	77
Figura 32 Curvas força-deslocamento relativo do ligamento capsular e ligamento interespinhoso após calibração. As curvas do ligamento capsular nos segmentos L1-L2 e L4-L5 e as propriedades do ligamento interespinhoso nos segmento L1-L2, L2-L3 e L3-L4 são iguais.	78
Figura 33 Curvas força-deslocamento relativo do ligamento intertransversal. As curvas do ligamento intertransversal nos segmentos L1-L2, L2-L3 e L3-L4 e as propriedades do ligamento intertransversal nos segmento L4-L5 e L5-S1 são iguais.	79
Figura 34 Média das forças facetárias durante a aplicação de momento puro na extensão após calibração.	81
Figura 35 Forças facetárias durante a aplicação de momento puro na flexão lateral a direita após calibração.	82
Figura 36 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais mais cefálicos após calibração. .	83
Figura 37 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais intermediários após calibração. .	84
Figura 38 Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais vertebrais mais caudal e da coluna lombar após calibração.	85

Figura 39	Curvas rotação intervertebral versus momento para o segmento L5-S1.....	86
Figura 40	Curvas força-deslocamento relativo do ligamento iliolumbar após calibração. Fonte: Adaptada de Yllera e Valiente (2011).	87
Figura 41	Implementação das cargas musculares e peso corporal para a posição neutra. A linha que passa pelos centros dos corpos vertebrais representa a carga seguidora.	89
Figura 42	Esquema do método utilizado para determinação das cargas musculares. A Figura representa o caso de 30° de flexão (10° da coluna + 20° do quadril). Os passos englobam: (A) Rotação do modelo; (B) Início da simulação com uma rotação prescrita na vértebra L1 e sacro fixo; (C) Aplicação do peso e das cargas musculares conhecidas; (D) Zeragem do momento de reação criado na vértebra L1 através da aplicação do ereto da espinha.....	91
Figura 43	Coluna sob cargas fisiológicas em 30° e 15° de flexão, posição neutra, 15° e 25° de extensão total.	93
Figura 44	Rotações vertebrais obtidas para os ângulos sagitais testados. Valores positivos indicam flexão e valores negativos indicam extensão.....	95
Figura 45	Rotações Intervertebrais obtidas nos ângulos sagitais testados. Valores positivos indicam flexão (“abertura do segmento”) e valores negativos indicam extensão (“fechamento do segmento”).	96
Figura 46	Distribuição da pressão do disco L4-L5 nas posições de (A) 30° de flexão e (B) 25° de extensão total.	97
Figura 47	Pressões geradas no centro dos discos em diferentes posições sagitais.....	98
Figura 48	Forças facetárias em diversos ângulos sagitais.	99
Figura 49	Posicionamento do implante no segmento L5-S1. (A) Vista lateral: os parafusos pediculares estão alinhados com os platôs e o espaçador se encontra na metade posterior; (B) Vista superior: os parafusos seguem o eixo do pedículo; (C) Vista posterior lateral; (D) Perspectiva: malha do implante.	100
Figura 50	Vista lateral do segmento L5-S1 com perda de lordose..	101
Figura 51	Resultados obtidos com as cargas musculares nas inclinações sacrais de 57°, 47°, e 37° (posição neutra) para o caso com preservação da lordose. Os pontos abaixo do sacro indicam o eixo de rotação do quadril.	104
Figura 52	Resultados obtidos com as cargas musculares nas in-	

clinações sacrais de 57°, 47°, e 37° (posição neutra) para o caso hipolordótico. Os pontos abaixo do sacro indicam o eixo de rotação do quadril.	105
Figura 53 Forças musculares admitidas e calculadas para as diversas inclinações sacrais.....	106
Figura 54 Vista lateral do modelo geométrico com os ângulos de cunha das vértebras e dos discos intervertebrais. Fonte: Yllera e Valiente (2011).....	126
Figura 55 Vista lateral de uma tomografia (A) e vista superior com corte transversal de uma vértebra mostrando a localização das medidas de Zhou et al. (2000). Fonte: Adaptada de Zhou et al. (2000).....	130
Figura 56 Curva rotação intersegmental versus momento para rotação axial dos segmentos vertebrais mais cefálicos antes e após calibração.	132
Figura 57 Curva rotação intersegmental versus momento para rotação axial dos segmentos vertebrais intermediários antes e após calibração.....	133
Figura 58 Curva rotação intersegmental versus momento para rotação axial dos segmentos vertebrais intermediários antes e após calibração.....	134

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Estruturas responsáveis pela limitação de cada movimento com ênfase na região lombar.	39
Tabela 2	Valores médios das amplitudes de movimento (em graus) para cada tipo de movimento.	40
Tabela 3	Resultados das forças facetárias no segmento L3-L4 para momento de 7,5 Nm em diferentes direções de carga.	47
Tabela 4	Tipo de elemento, nº de nós e nº de elementos para cada região da coluna vertebral. S3 = elemento de casca triangular de 3 nós (camada de osso cortical), C3D4 = tetraédro linear de 4 nós (corpo vertebral e elementos posteriores), C3D8RH = hexaedro linear de 8 nós com redução de integração e híbrido (núcleo e anel fibroso), CONN3D2 = conector tri-dimensional de 2 nós e com resistência unidimensional (fibras do anel).	59
Tabela 5	Quantidade e local de inserção dos ligamentos no modelo.	62
Tabela 6	Forças musculares definidas e calculadas além do deslocamento do centro de gravidade obtidos nas diversas posições sagitais testadas. Para todos os casos há uma carga seguidora compressiva de 200 N e uma força de 260 N que representa o peso. Os valores em negrito representam valores calculados numericamente.	92
Tabela 7	Diferença de lordose (em graus) entre a coluna com implante e a coluna intacta. Valores positivos indicam aumento de lordose e vice-versa. O centro de gravidade para os casos de implante se encontra na mesma posição que aquela calculada para a coluna intacta.	107
Tabela 8	Forças facetárias em Newton para a coluna intacta e nos casos de fusão com lordose fisiológica (FLF) e com hipolordose.	108
Tabela 9	Pressão intradiscal em Megapascal para a coluna intacta e nos casos de fusão com lordose fisiológica (FLF) e com hipolordose.	108
Tabela 10	Pressão intradiscal máxima em Megapascal para a coluna intacta e nos casos de fusão com lordose fisiológica (FLF) e com hipolordose.	109
Tabela 11	Teste de hipótese aplicado aos ângulos de cunha das vértebras e discos. Fonte: Yllera e Valiente (2011).	127
Tabela 12	Teste de hipótese aplicado ao ângulo de lordose do modelo. Fonte: Yllera e Valiente (2011).	128

Tabela 13 Comparação da altura anterior e posterior dos discos intervertebrais do modelo com os estudos experimentais. Fonte: Yllera e Valiente (2011).....	128
Tabela 14 Teste de hipótese aplicado as dimensões lineares das vértebras medidas por Zhou et al. (2000) considerando os dados de homens. Fonte: Adaptada de Yllera e Valiente (2011).....	129

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALL	Ligamento longitudinal anterior	62
PLL	Ligamento longitudinal posterior	62
ITL	Ligamento intertransversal	62
CL	Ligamento capsular	62
YL	Ligamento flavo ou ligamento amarelo	62
ISL	Ligamento interespinhal	62
SSL	Ligamento supra-espinhal	62
ILL	Ligamento iliolumbar	62

SUMÁRIO

1	MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS	27
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	31
2.1	COLUNA VERTEBRAL	31
2.1.1	Vértebras	31
2.1.2	Discos Intervertebrais	34
2.1.3	Facetas Articulares	36
2.1.4	Ligamentos	37
2.1.5	Cinética	38
2.1.6	Zona Neutra, Posição Neutra e Parâmetros de Equilíbrio Espinhal	39
2.1.7	Fusão	41
2.1.8	Doença do Segmento Adjacente e Alinhamento Sagital	41
2.2	TESTES <i>IN VITRO</i>	44
2.2.1	Caracterização do movimento das vértebras	45
2.2.2	Caracterização das forças das facetas articulares ..	46
2.2.3	Caracterização das forças musculares	47
2.3	SIMULAÇÃO NUMÉRICA DA COLUNA LOMBOSSA- CRAL	52
2.3.1	Modelo de Yllera et al. (2012) e atualizações	54
2.3.1.1	Vértebras e Discos Intervertebrais	55
2.3.1.2	Facetas Articulares	60
2.3.1.3	Ligamentos	60
2.3.1.4	Calibração e características do modelo	61
3	RESULTADOS E ANÁLISE	67
3.1	APRIMORAMENTO E VALIDAÇÃO DO MODELO ...	67
3.1.1	Verificação - Testes com o Modelo Atualizado 1 ...	67
3.1.2	Calibração - Obtenção do Modelo Atualizado 2 ...	70
3.1.3	Considerações Finais	84
3.2	MODELO DE COLUNA LOMBOSSACRAL SEM PA- TOLOGIA	87
3.3	MODELOS DE COLUNA LOMBOSSACRAL COM AR- TRODESE NO SEGMENTO L5-S1	97
4	CONCLUSÕES	111
5	TRABALHOS FUTUROS	113
	REFERÊNCIAS	115

APÊNDICE A - Apêndice.....	125
----------------------------	-----

1 MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS

As patologias da coluna vertebral representam um problema médico e social. A dor lombar é a queixa mais frequente nos consultórios ortopédicos (CRAMER; DARBY, 2014). Nos Estados Unidos, o custo total relacionado a dores lombares excedem 100 bilhões de dólares por ano sendo que dois terços deste valor representam custos indiretos devido a perda de produtividade no trabalho (KATZ, 2006). Ainda, há muito a ser compreendido sobre a biomecânica da coluna havendo necessidade de pesquisas extensas sobre o tema.

Os experimentos de laboratório são a modalidade mais comum de pesquisa em biomecânica, entretanto as avaliações feitas *in vivo* e os ensaios mecânicos que utilizam cadáveres (testes *in vitro*) possuem uma série de limitações. Estas começam na dificuldade em conseguir amostras humanas e, em determinadas situações, a coleta dos dados implica em danificar o espécime, como no caso da incisão dos ligamentos capsulares para a instalação de sensores a fim de medir as forças nas facetas articulares. Adicionalmente, nem sempre é possível fazer uma simulação experimental realística uma vez que as condições de cargas fisiológicas são muito complexas, difíceis de serem adaptadas aos testes *in vitro*. Embora a coluna vertebral seja estabilizada principalmente por estas forças (ROHLMANN et al., 2001), é impossível medir suas magnitudes diretamente (ROHLMANN et al., 2006) e pouco se sabe de seus valores (ROHLMANN et al., 2001).

Neste contexto, o desenvolvimento e aplicação de modelos computacionais se tornaram importantes. Em comparação com as concepções *in vitro* e *in vivo*, os métodos computacionais têm as vantagens de oferecer soluções eficazes a um bom custo-benefício ao mesmo tempo que são eticamente corretos em relação ao uso de animais em experimentos (DREISCHARF et al., 2014). Outro privilégio é a possibilidade de adquirir uma maior quantidade de dados e variáveis simultaneamente. Isso inclui os campos de tensões e deformações que são relevantes para relacionar fatores mecânicos com desordens na coluna vertebral, bem como no desenvolvimento de implantes.

Os modelos computacionais da coluna vertebral são geralmente baseados em métodos de elementos finitos e têm sido utilizados como ferramentas para compreender o comportamento biomecânico desta estrutura em diversas situações. Porém, muitas vezes, simplificações demasiadas são realizadas perante a alta complexidade da coluna vertebral e/ou os modelos passam por um processo de validação pouco

rigoroso. Nestes casos, há pouca garantia que estes modelos possam reproduzir com alta exatidão o comportamento real da coluna vertebral.

Pesquisas têm sido realizadas objetivando superar tais dificuldades e gerar modelos capazes de simular com alta confiabilidade o comportamento não linear da coluna lombar. Em particular, o modelo da coluna lombossacral de Yllera et al. (2012), disponível para o presente trabalho, foi desenvolvido passando por um processo de modelagem rigoroso e detalhado. Em vez de simplesmente utilizar um modelo geométrico proveniente de tomografia computadorizada de um indivíduo, a grande maioria das dimensões da coluna lombossacral foram ajustadas dentro de desvio padrão e próximos da média dos dados antropométricos de uma coluna sem patologia de um homem jovem. Assim, a possibilidade de gerar dados numéricos próximos a média da população é maior. Adicionalmente, as propriedades mecânicas dos tecidos da coluna vertebral foram cuidadosamente analisadas levando em consideração vários estudos e extensamente calibradas dentro de um intervalo fisiológico para que o modelo se comporte de uma forma realística até mesmo quando uma estrutura espinhal é removida do modelo. Deste modo, casos envolvendo uma coluna lesionada com implante, por exemplo, pode ser adequadamente simulados. No entanto, como todos os modelos, melhorias são bem vindas.

A artrodese, ou fusão espinhal, é um dos procedimentos cirúrgicos mais utilizados no tratamento de diversas patologias da coluna, consistindo na união de duas ou mais vértebras, geralmente realizada por meio de implantes metálicos. Embora seja a solução para várias condições patológicas, a fusão implica em alterações biomecânicas, que podem comprometer e prejudicar outras estruturas da coluna vertebral que não fazem parte do segmento fundido. De fato, Lee (apud AKAMARU et al., 2003, p. 1560) enumera condições patológicas que se desenvolvem nos níveis adjacentes após a fusão lombar: artrite degenerativa das facetas, estenose do canal vertebral¹, degeneração do disco intervertebral e espondilolistese². Esses problemas seriam causados pelo esforço da coluna em manter a amplitude de movimento que havia anteriormente à fixação (AKAMARU et al., 2003), sobrecarregando os segmentos não fusionados.

Saavedra-Pozo, Deusdara e Benzel (2014) definem doença do nível adjacente como o aparecimento de lesões degenerativas nos seg-

¹Estreitamento do espaço anatômico do canal espinhal (local por onde passa a medula e raízes nervosas)

²Escorregamento de um corpo vertebral sobre o corpo vertebral adjacente, no sentido anterior, posterior ou lateral, provocando um desalinhamento da coluna

mentos espinhais adjacentes ao nível ou níveis da coluna tratados cirurgicamente, acompanhadas por novos sintomas (radiculopatia³, mielopatia⁴, ou instabilidade). A degeneração do segmento adjacente corresponde ao aparecimento de mudanças radiográficas sem sintomatologia (HILIBRAND; ROBBINS, 2004 apud SAAVEDRA-POZO; DEUSDARA; BENZEL, 2014, p. 79) e que, segundo Voronov et al. (2009), geralmente ocorrem acima do segmento fundido.

Vários fatores podem estar envolvidos na degeneração nos níveis adjacentes: a rigidez da fixação, o número de segmentos fundidos, o grau de integridade (saúde) do nível adjacente, e o alinhamento espinhal pós-operatório (AKAMARU et al., 2003). Outra fonte potencial é a ruptura dos tecidos juntos aos segmentos adjacentes (SAAVEDRA-POZO; DEUSDARA; BENZEL, 2014) devido a erros de técnica cirúrgica.

Entre estes fatores, destaca-se o alinhamento das vértebras no plano sagital que, segundo Saavedra-Pozo, Deusdara e Benzel (2014), está fortemente relacionado a mobilidade e degeneração do disco intervertebral. Embora este parâmetro seja fundamental para o sucesso da cirurgia a médio e longo prazo, o seu efeito na biomecânica da coluna vertebral ainda não está completamente entendido.

Motivado pelo cenário descrito, este trabalho tem como objetivo geral realizar um estudo biomecânico apoiado em simulação com o método de elementos finitos visando compreender a influência do alinhamento sagital na biomecânica dos segmentos adjacentes após a fusão unisegmental da coluna lombossacral. O trabalho visa então melhor esclarecer em que condições mecânicas as patologias se desenvolvem e, portanto, pode trazer informações importantes para o desenvolvimento de implantes e novos tratamentos cirúrgicos.

Os objetivos específicos são:

- Introduzir melhorias no modelo computacional visando ajustá-lo aos dados experimentais provenientes da literatura e adaptá-lo aos casos propostos.
- Determinar as forças dos principais músculos para diferentes posições da coluna intacta e da coluna com implante em diferentes angulações no plano sagital.
- Definir e quantificar índices de desempenho para realizar análises comparativas entre diferentes concepções (*designs*) de implantes para a estabilização da coluna lombar humana.

³Lesão ou patologia que afeta uma ou mais raízes nervosas da coluna vertebral devido a compressão e inflamação

⁴Patologia associada a disfunção da medula espinhal

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Esta seção apresenta uma visão da biomecânica da coluna vertebral humana, com ênfase nas funções de suas estruturas, sua cinemática, seu tratamento cirúrgico com implante (fusão) e estudos relacionados ao efeito do alinhamento sagital após este procedimento. A seção também descreve o modelo de elementos finitos que será utilizado para alcançar os objetivos propostos e testes *in vitro* que caracterizam o comportamento da coluna vertebral.

2.1 COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é uma estrutura complexa que se estende do crânio até o ápice do cóccix (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). Tal estrutura é formada por alavancas (vértebras), pivôs (juntas cartilagosas chamadas facetas e discos intervertebrais), restrições passivas (ligamentos) e atuadores (músculos) (BERNHARDT; WHITE; PANJABI, 1992 apud KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005, p. 43). Desta forma, a coluna que corresponde ao eixo central esquelético do corpo consegue oferecer firmeza e flexibilidade (TUPINAMBÁ; VASCONCELOS, 2004). Suas três funções primárias são sustentar o corpo, proteger a medula espinhal e os nervos espinhais e auxiliar no movimento do tronco (CRAMER; DARBY, 2014).

2.1.1 Vértebras

A coluna vertebral de um adulto normalmente tem 33 vértebras, organizadas em cinco regiões: 7 vértebras cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais (que fundidas formam o sacro) e 4 cocígeas (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). A Figura 1 mostra a coluna vertebral, suas regiões e a nomenclatura utilizada para cada vértebra. Em especial, a região lombar, foco deste trabalho, é robusta e desenhada para suportar o peso da cabeça, pescoço, tronco, e as extremidades superiores (CRAMER; DARBY, 2014).

A Figura 2 ilustra o formato de uma vértebra típica. A região anterior, parecida a um cilindro, corresponde ao corpo vertebral enquanto que a posterior é chamada de arco posterior ou arco vertebral. Estas

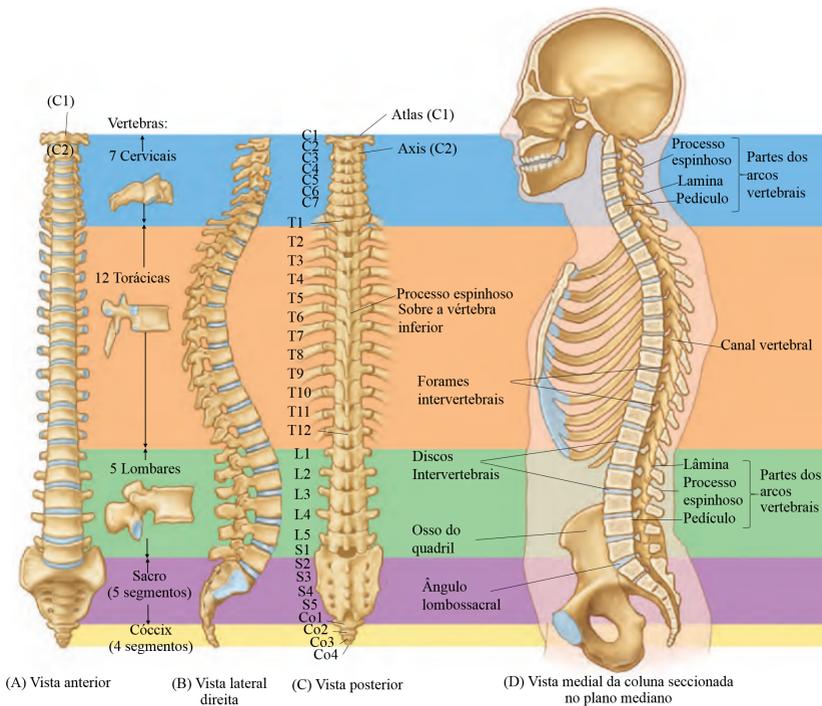


Figura 1 – Coluna vertebral, suas regiões e nomenclatura utilizada para cada vértebra. Fonte: Adaptada de Moore, Dalley e Agur (2014).

regiões são compostas por um núcleo de osso trabecular, conhecido como osso esponjoso revestido por camadas de osso cortical (CRAMER; DARBY, 2014) conforme ilustrado na Figura 4. As superfícies superiores e inferiores do corpo vertebral que fazem a interface com os discos intervertebrais são chamadas de platôs (*endplates*).

O corpo vertebral confere resistência à coluna vertebral e sustenta o peso do corpo (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). Do outro lado, situa-se o arco vertebral, composto por dois pedículos e duas lâminas, por onde partem um processo espinhoso, dois processos transversos e dois processos articulares (TUPINAMBÁ; VASCONCELOS, 2004) conforme ilustram a Figura 2 e Figura 3. Os dois pedículos e lâminas do arco vertebral junto com a superfície posterior do corpo vertebral formam as paredes do forame vertebral e formam o canal vertebral que serve de abrigo para a medula espinhal e as raízes dos nervos espinhais (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014) conforme representa a Figura 4. O pro-

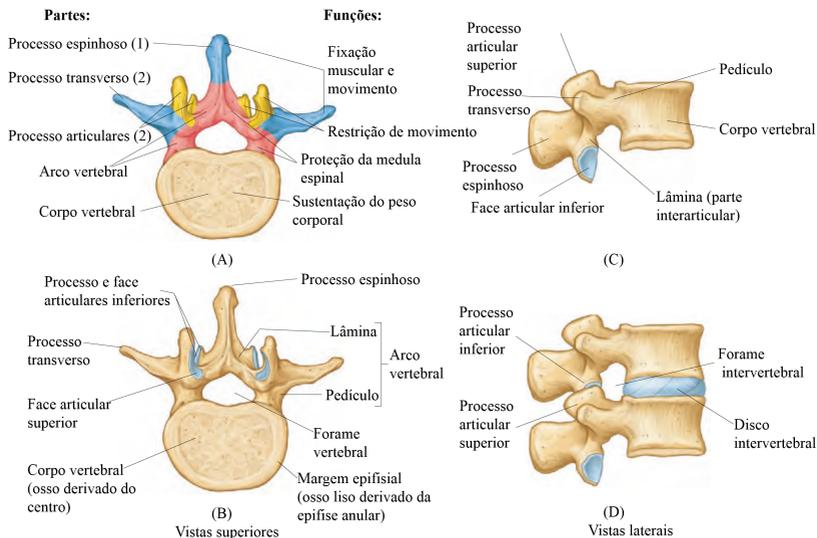


Figura 2 – Vista superior e lateral de uma vértebra típica, representada pela vértebra L2. Destaca-se os componentes da vértebra e suas funções. Fonte: Adaptada de Moore, Dalley e Agur (2014).

cesso espinhoso, os processos transversos, os processos articulares e as facetas articulares auxiliam no movimento da coluna sendo que, estes últimos agem pelo contato de suas faces enquanto que os dois primeiros servem de braço de alavanca onde atuam os músculos (CRAMER; DARBY, 2014).

2.1.2 Discos Intervertebrais

Os discos intervertebrais são estruturas elásticas que formam as articulações fibrocartilagíneas entre os corpos vertebrais adjacentes e consistem tipicamente de um anel fibroso ao redor de um núcleo pulposo (TUPINAMBÁ; VASCONCELOS, 2004) conforme demonstra a Figura 5. Sua função principal é transmitir cargas provenientes do peso do corpo e da atividade dos músculos através da coluna vertebral (RAJ, 2008).

Por ser um material composto, a resposta mecânica do disco intervertebral depende do tipo de carga. Seu núcleo pulposo e anel fibroso fornecem uma considerável resistência a tração (TAKEUCHI et al., 1999 apud KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005, p. 44). Adicionalmente,

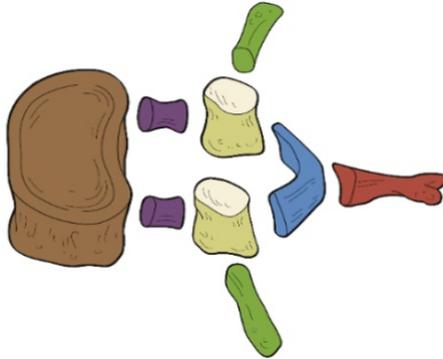


Figura 3 – Componentes de uma vértebra típica: corpo vertebral (marrom), pedículos (roxo), lâmina (azul), processos transversais (verde), processos articulares (amarelo claro), processo espinhoso (vermelho) e facetas articulares (creme). Fonte: Cramer e Darby (2014).

as fibras do anel fibroso orientadas a aproximadamente 30° em relação ao platô da vértebra tornam o disco intervertebral resistente a torção (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005). Devido a incompressibilidade do disco, durante a compressão, a pressão exercida no núcleo pulposo, é transferida para as paredes internas do anel fibroso, tentando dilatá-lo. O arranjo composto de fibras e matriz do anel resiste a esta dilatação, fornecendo resistência e amortecimento (comportamento viscoelástico).

Durante a compressão, a pressão exercida no núcleo pulposo, devido a incompressibilidade deste, é transferida para as paredes internas do anel fibroso tentando dilatá-lo. O arranjo composto de fibras e matriz do anel resistem a esta dilatação, fornecendo resistência e amortecimento (comportamento viscoelástico).

Tupinambá e Vasconcelos (2004) relatam as seguintes funções para cada parte do disco intervertebral:

1. Anel fibroso:

- ajuda a estabilizar os corpos vertebrais adjacentes;
- permite o movimento entre os corpos vertebrais;
- atua como ligamento acessório;
- retém o núcleo pulposo em sua posição;
- funciona como amortecedor de forças.

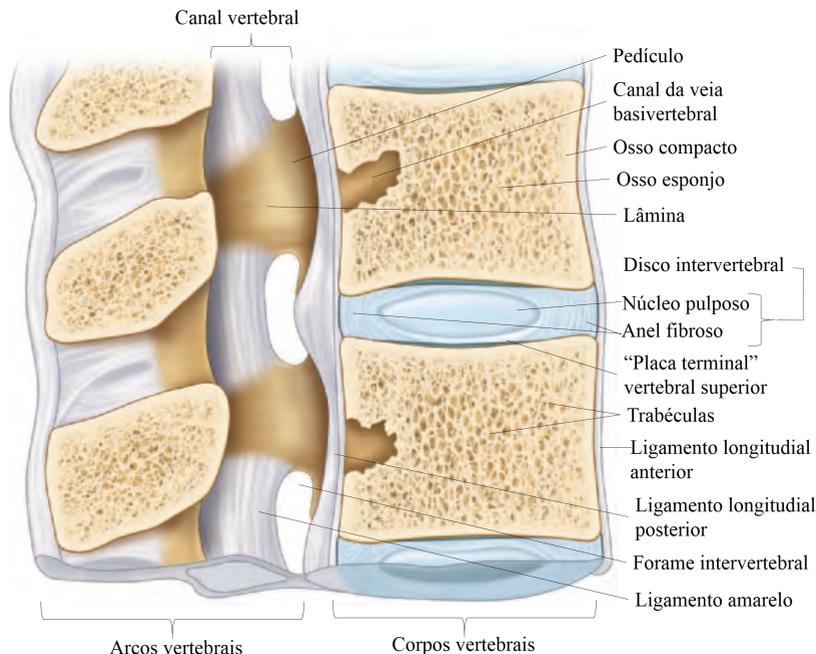


Figura 4 – Secção da metade sagital da coluna vertebral. As vértebras são compostas por um núcleo de osso trabecular revestido por camadas de osso cortical. Fonte: Moore, Dalley e Agur (2014).

2. Núcleo pulposo:

- funciona como mecanismo de absorção de forças;
- troca líquido entre o disco e capilares vertebrais;
- funciona como um eixo vertical de movimento entre duas vértebras.

2.1.3 Facetas Articulares

As facetas articulares, pertencentes aos processos articulares (zigapófises), são articulações sinoviais que unem as vértebras adjacentes, conforme mostra a Figura 2(D) e se encaixam muito bem. Elas são reciprocamente côncavas (parte superior) e convexas (parte inferior), o que permite flexão, extensão, flexão lateral e alguns graus de rotação (STAN-

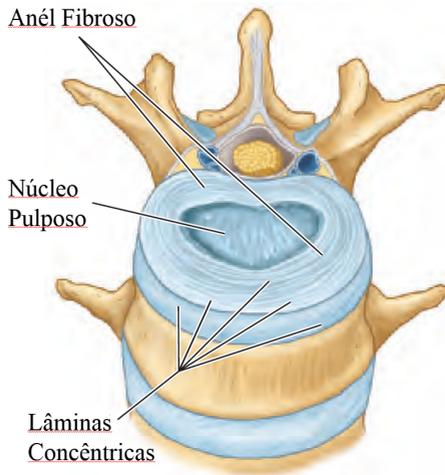


Figura 5 – Disco intervertebral composto pelo núcleo e anel fibroso.
 Fonte: Adaptada de Moore, Dalley e Agur (2014).

DRING et al., 2008). Os processos articulares também auxiliam na manutenção do alinhamento das vértebras prevenindo que uma vértebra deslize sobre a vértebra adjacente (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). Além do mais, as facetas articulares podem ser uma significativa fonte de dor na coluna vertebral (DREYER; DREYFUSS, 1996). Por esta razão, as forças que se desenvolvem nestas estruturas têm sido o foco tanto em pesquisas quanto na tomada de decisões para o desenvolvimento de implantes.

2.1.4 Ligamentos

Formados por fibras que resistem basicamente cargas de tração, os ligamentos da coluna vertebral têm as funções de permitir um movimento suave e ajudar na proteção da coluna espinhal através da limitação de movimentos excessivos, bem como pela absorção de cargas durante lesão (CRAMER; DARBY, 2014). A Figura 6 indica a localização dos principais ligamentos presentes na coluna lombar. Apesar de não ilustrar, os ligamentos iliolumbares encontram-se inseridos no processo transversal da vértebra L5 (algumas vezes também prende o processo transversal da vértebra L4) e na pelve por duas bandas principais (STAN-

DRING et al., 2008).

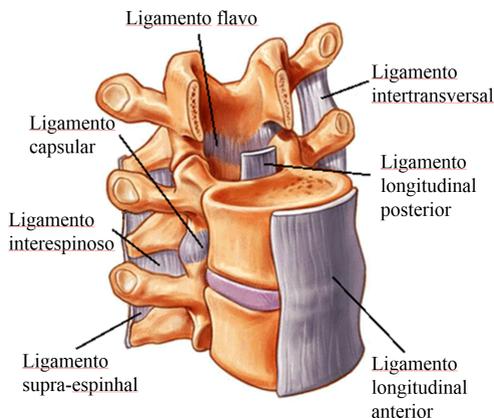


Figura 6 – Principais ligamentos da coluna lombossacral. Fonte: Adaptada de Institute (2015).

A efetividade do ligamento é determinada pela sua morfologia intrínseca (propriedades) e o comprimento do braço da alavanca responsável pelo momento (PANJABI et al., 1991 apud KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005, p. 44). O braço da alavanca corresponde a distância perpendicular entre o vetor força aplicado pelo ligamento e o eixo instantâneo de rotação (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005). A Tabela 1 informa quais os ligamentos e outras estruturas da região lombossacral que são responsáveis pela limitação de cada tipo de movimento (flexão, extensão e flexão lateral). Embora, não consta na tabela 1, testes *in vitro* como o de Heuer et al. (2007) mostram que o ligamento supra-espinhal também é responsável em reduzir o movimento de extensão visto que oferece alta rigidez, grande braço de alavanca e resistência a compressão.

2.1.5 Cinética

Os movimentos da coluna lombossacral são basicamente determinados pelos discos intervertebrais e ligamentos pois possuem rigidez muito inferiores às das vértebras e do sacro. Os músculos também são grandes responsáveis na cinética da coluna pois fornecem forças de grande magnitude e alguns deles estão localizados em regiões longe do centro instantâneo de rotação da coluna.

Tabela 1 – Estruturas responsáveis pela limitação de cada movimento com ênfase na região lombar.

Movimento	Estrutura que limita o movimento
Flexão	Ligamento longitudinal posterior Ligamento flavo Ligamento interespinhal Ligamento supra-espinhal Fibras posteriores do disco intervertebral Cápsulas articulares Tração dos músculos extensores das costas Superfície anterior da faceta articular inferior contra superfície posterior da faceta articular superior
Extensão	Ligamento longitudinal anterior Ligamento longitudinal anterior Aspecto anterior do disco intervertebral Aproximação dos processos espinhosos, processos articulares, e lâminas
Flexão Lateral	Lado contralateral do disco intervertebral e ligamento intertransverso Ligamento longitudinal anterior Aproximação dos processos articulares Músculos antagonistas
Rotação	Aproximação ou aperto das fibras lamelares do núcleo fibroso Orientação e arquitetura dos processos articulares

Fonte: Compilada de Standring et al. (2008).

O termo amplitude de movimento (do inglês, *range of motion*) refere-se ao máximo intervalo de movimento que a coluna pode alcançar ou alcançou em determinadas condições e é geralmente expresso em graus. A Tabela 2 mostra os valores médios das amplitudes de movimento da coluna lombossacral. Isso inclui o trabalho de Pearcy e Tibrewal (1984) que usaram técnicas de radiografia em um grupo de voluntários assintomáticos e o trabalho de Yamamoto et al. (1989), um estudo *in vitro* utilizando dez cadáveres.

Tabela 2 – Valores médios das amplitudes de movimento (em graus) para cada tipo de movimento.

Nível	Flexão-Extensão		Rotação Axial		Flexão Lateral	
	Pearcy	Yamam.	Pearcy	Yamam.	Pearcy	Yamam.
L1-L2	13	10,1	1,0	2,1	5,0	4,9
L2-L3	13	10,8	1,0	2,6	5,5	7,0
L3-L4	13	11,2	1,5	2,6	5,0	5,7
L4-L5	16	14,5	1,5	2,2	3,0	5,7
L5-S1	14	17,8	1,0	1,3	1,5	5,5

Fonte: Yamamoto et al. (1989).

2.1.6 Zona Neutra, Posição Neutra e Parâmetros de Equilíbrio Espinhal

A zona neutra é um intervalo de movimento dos segmentos espinhais que ocorre com o mínimo de resistência (SMIT et al., 2011). Por outro lado, a posição neutra representa uma postura onde a coluna fica alinhada no plano sagital de tal modo que a ativação dos músculos é mínima e, conseqüentemente, a quantidade de energia consumida pelos músculos para manter esta postura é baixa, o que evita estados de fadiga e dores nas costas. Por estas razões ela também é conhecida como postura ideal.

A posição neutra da coluna é a postura mais frequentemente mantida durante as atividades diárias (KIEFER; SHIRAZI-ADL; PARNIANPOUR, 1998) e varia de indivíduo para indivíduo pois cada pessoa possui suas características específicas como peso e ângulações vertebrais.

A seguir tem-se a definição de alguns parâmetros de equilíbrio espinhal importantes e que definem a posição neutra, os quais estão ilustrados na Figura 7. Os valores indicados são próximos a uma coluna padrão e serão explicados em seções posteriores.

- Inclinação sacral (*sacral slope*): ângulo entre o platô superior do sacro e a horizontal.
- Inclinação pélvica (*pelvic tilting*): ângulo formado entre a linha vertical e a linha que liga o ponto médio do platô sacral ao eixo da cabeça do fêmur.
- Incidência pélvica (*pelvic incidence*): medida angular entre a li-

na perpendicular ao centro do platô sacral e a linha que conecta este ponto com o eixo central da cabeça femoral. O seu valor pode ser calculado pela soma da inclinação sacral e inclinação pélvica.

- Lordose lombar (*lumbar lordosis*): ângulo entre o platô do sacro e o platô superior da vértebra L1.
- Projeção pélvica (*overhang*): distância horizontal entre a linha vertical que passa no centro do platô do sacro e o eixo central da cabeça femoral.

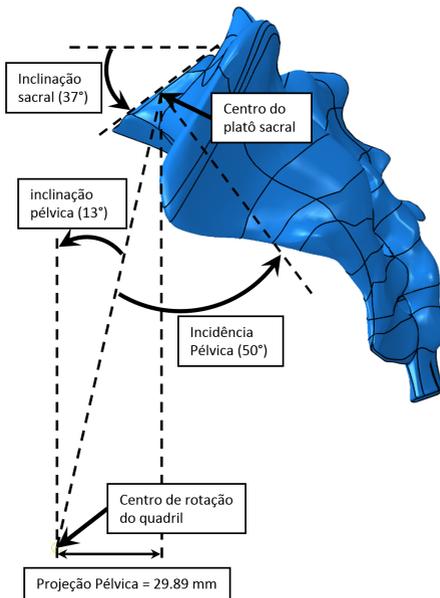


Figura 7 – Localização dos parâmetros de equilíbrio espinhal para a posição neutra. Os valores indicados foram usados na implementação do modelo de elementos finitos.

2.1.7 Fusão

A fusão ou artrodese é uma técnica cirúrgica muito utilizada para tratar diversos problemas da coluna, consistindo em unir duas ou mais vértebras entre si, eliminando o movimento entre elas. Esta técnica costuma ser indicada em situações patológicas onde o comprometimento

das articulações intervertebrais leva a sintomas de dor e incapacidade funcional com comprometimento da qualidade de vida (KRISMER, 2002). A ideia da fusão é resolver os sintomas da disfunção articular eliminando as articulações, às custas de perda de movimento. Embora parece uma medida radical, clinicamente a fusão tem resultados mais consistentes que diversas técnicas que tentam manter ou restituir a função articular, além de ser a única possibilidade em casos de deformidades ou lesões mais ostensivas. A Figura 8 ilustra esta instrumentação.

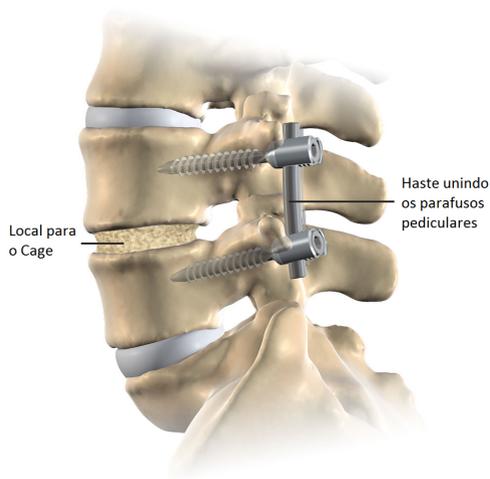


Figura 8 – Fusão de um segmento vertebral feita por parafusos pediculares, hastes e espaçador. Fonte: Adaptada de Spinalsimplicity (2015).

2.1.8 Doença do Segmento Adjacente e Alinhamento Sagital

O conceito de doença do segmento adjacente se relaciona com a perda de movimento do segmento fusionado e é muito popular, chegando a estimular a criação de diversos implantes de estabilização não rígida, conhecidos como dispositivos de não fusão (*non-fusion devices*), onde se incluem as próteses discais e os sistemas de fixação dinâmica. Entretanto, esse conceito ainda não está adequadamente comprovado e, com o passar do tempo, têm sido reportados índices de doença do nível adjacente com o uso de implantes de não fusão muito semelhantes aos encontrados nas cirurgias de fusão espinhal.

Atualmente prepondera a visão de que o mau alinhamento espinhal pós-operatório é o principal responsável do mecanismo intradiscal e um colaborador para o movimento e degeneração do segmento adjacente na coluna cervical e lombar (SAAVEDRA-POZO; DEUSDARA; BENZEL, 2014).

Akamaru et al. (2003) testaram, *in vitro*, oito colunas lombares humanas (L3-S1) sob condições de flexão e extensão aplicando cargas compressivas no topo da vértebra L3 e fora do centro de rotação enquanto o sacro é mantido fixo. A análise é direcionada ao movimento dos segmentos adjacentes (L3-L4 e L5-S1) e os testes são realizados na coluna intacta e fundida (L4-L5) com três alinhamentos sagitais diferentes: *in situ* (21° de lordose), com hiperlordose (31° de lordose) e com hipolordose (7° de lordose) conforme Figura 9. Fazendo-se uma comparação dos resultados dos diversos casos testados, tem-se diferenças estaticamente significativas pois o alinhamento com hipolordose resulta em movimento de flexão e extensão em L3-L4 e o alinhamento com hiperlordose gera uma maior movimento de flexão e extensão em L5-S1 (AKAMARU et al., 2003).

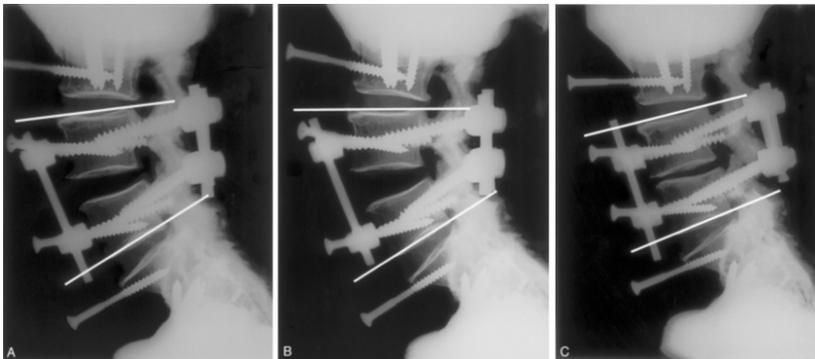


Figura 9 – Radiografias da vista lateral de uma das colunas lombares testadas com diferentes alinhamentos sagitais variados no segmento fundido (L4-L5): A) fixação *in situ*, B) fixação com hiperlordose e C) fixação com hipolordose. Fonte: Adaptada de Akamaru et al. (2003).

A literatura também fornece pesquisas clínicas realizadas para compreender o alinhamento sagital. Godde et al. (2003) fazem uma retrospectiva radiográfica de dois grupos que passaram por fusão: 22 pacientes com espaçador retangular e 20 pacientes com espaçador do tipo *wedge-shaped*. As análises indicam que a geometria do espaçador

tem um significativo impacto no alinhamento da coluna lombar.

Soh, Lee e Shin (2013) realizaram uma observação por mais de cinco anos incluindo 55 pacientes que passaram por fusão lombar. O trabalho corresponde a uma análise de risco que tenta achar uma relação entre a degeneração nos segmentos adjacentes com outras variáveis. Define-se neste trabalho o conceito de "ângulo de lordose do segmento que sofreu fusão por nível" ao número obtido pelo ângulo formado entre o platô acima do segmento fundido e o platô abaixo do segmento fundido dividido pelo número de segmentos fundidos. Com base em seus resultados, Soh, Lee e Shin (2013) afirmam que

Haviam 21 pacientes com degeneração do segmento adjacente. Além disso, havia pouca relação entre a degeneração no segmento adjacente com sexo, idade, residência, método de fusão, número de segmentos fundidos, grau de degeneração do disco adjacente pré-operatório na ressonância magnética, ou ângulo de lordose lombar pré-operatório e pós-operatório. No entanto, a frequência de degeneração nos segmentos adjacentes foi significativamente baixa nos casos em que o ângulo de lordose do segmento que sofreu fusão por nível era maior que 15° ($p = 0,009$).

Assim, Soh, Lee e Shin (2013) concluem que o fator mais importante na prevenção da degeneração dos segmentos adjacentes foi a restauração do ângulo de lordose do segmento que sofreu fusão por nível maior que 15° .

2.2 TESTES *IN VITRO*

Esta seção apresenta uma revisão dos testes *in vitro* que caracterizam as estruturas da coluna vertebral e que servirão para o aprimoramento do modelo da coluna lombossacral descrito no item 3.1. Os critérios de escolha englobam o número de amostras testadas, importância dos parâmetros medidos e qualidade dos resultados. Testes que envolvem cadáveres com doenças ou anormalidades e que aplicam uma taxa de carga alta, ou seja, não minimizam as variações causadas pela viscoelasticidade da coluna vertebral, são excluídos. Em alguns casos os resultados destes estudos são omitidos nesta seção pois eles são apresentados na seção 3.1 juntamente com os resultados do presente trabalho.

2.2.1 Caracterização do movimento das vértebras

A cinética das vértebras foram estudadas pelos autores abaixo:

1. Guan et al. (2007): Testaram dez colunas T12-S1 com média de idade de $50,6 \pm 13,2$ anos. Os testes foram realizados com a aplicação de momento puro de até 4,0 Nm sob os regimes de flexão, extensão e flexão lateral para direita e para esquerda. O momento é aplicado na vértebra superior (T12) enquanto que a parte inferior do sacro é mantida fixa. Os resultados foram consistentes e, devido ao fato que a carga foi aplicada com incrementos de apenas 0,5 Nm, as curvas rotação momento dos diversos segmentos ficaram bem descritas.
2. Panjabi et al. (1994): Testaram nove cadáveres (cinco segmentos L1-S1 e quatro segmentos L2-S1) masculinos com média de idade de 51 anos entre 35 e 62 anos. Os testes contemplam a aplicação de momento puro sem restrição na vértebra mais cefálica (L1 ou L2) juntamente com uma pré carga de 100 N aplicada na linha formada entre o centro dos corpos vertebrais desta vértebra e o sacro, o qual fica fixo. As amostras de coluna foram testadas sob os regimes de flexão-extensão, rotação axial, flexão lateral com momentos de até 10 Nm.
3. Voronov et al. (2009): Utilizaram seis colunas lombares (L1-S1) com idade de $46,7 \pm 13,0$ anos sendo três masculinas e três femininas. O foco do trabalho é a cinética do segmento L5-S1. Além de momentos máximos de 8 Nm para flexão e 6 Nm para extensão, uma pré-carga de 400 N no formato de carga seguidora foi adicionada nos testes enquanto que o sacro era mantido fixo conforme mostra a Figura 10. A carga seguidora foi inserida através de cabos que passaram através de guias ancorados em cada vértebra e ajustada de modo que minimize a mudança de lordose da coluna quando ela é aplicada. O momento é aplicado através de bolsas de água que são conectadas com a vértebra L1 por intermédio de uma haste.

2.2.2 Caracterização das forças das facetas articulares

Os seguintes estudos caracterizam as forças das facetas articulares:

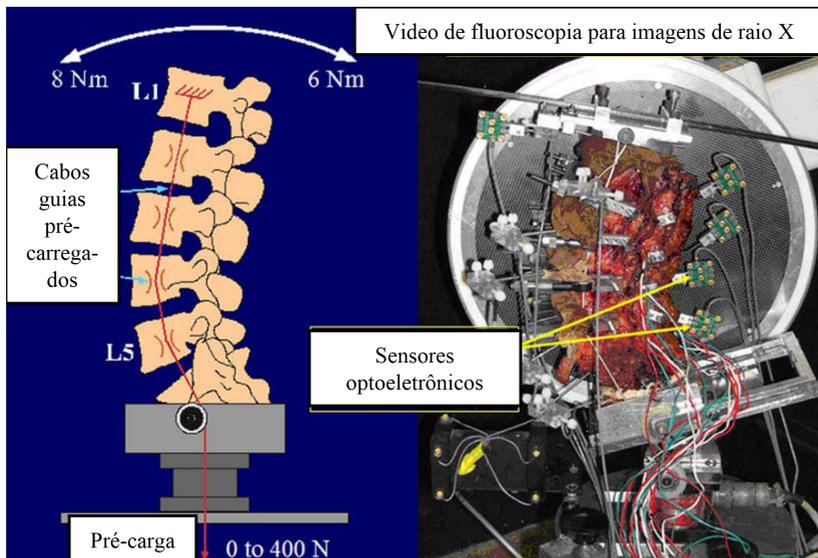


Figura 10 – Esquema (esquerda) e foto (direita) do experimento de Voronov et al. (2009). Fonte: Adaptada de Voronov et al. (2009).

1. Niosi et al. (2008): Utilizaram dez cadáveres com idade média de 77 anos de idade (intervalo de 70-88) e mediram as forças de contato das facetas da coluna lombar (L2-L5) utilizando sensores de pressão finos, flexíveis e baseados em resistência. Durante os testes de flexibilidade a vértebra L5 fica com sua parte inferior fixa e a parte superior da vértebra L2 recebe a aplicação de momentos puros contínuos sem restrição de movimentos de até 7,5 Nm nos regimes de flexão, extensão e rotação axial. O segmento L3-L4 foi seccionado nas facetas visando a inserção dos sensores. A taxa de aplicação de movimento é de apenas 1,3° por segundo e as forças nas facetas foram medidas ao longo do tempo de aplicação do carregamento. A Tabela 3 mostra os resultados obtidos.
2. Wilson et al. (2006): Pertencem ao mesmo grupo de pesquisa de Niosi et al. (2008) e utilizaram o mesmo tipo de sensor e as mesmas condições de contorno destes autores. Eles mediram a carga, pressão e área de contato nas facetas da coluna (L2-L5) de apenas quatro cadáveres com média de idade de 76 anos. Antes de iniciar os testes, o segmento L3-L4 de cada amostra (das quatro) passa por nucleotomia, seccionamento das juntas facetárias e

Tabela 3 – Resultados das forças facetárias no segmento L3-L4 para momento de 7,5 Nm em diferentes direções de carga.

Direção da carga	Força Facetária	
	Esquerda (N)	Direita (N)
Rotação Axial	56±17	55±18
Flexão Lateral	11±11	16±14
Extensão	13±14	14±10
Flexão	2±5	4±4

Fonte: Adaptada de Niosi et al. (2008).

seccionamento do grupo de ligamentos inserido no arco posterior da vértebra. A Figura 11 mostra a inserção do sensor na faceta articular e a coluna vertebral montada na máquina de ensaios.

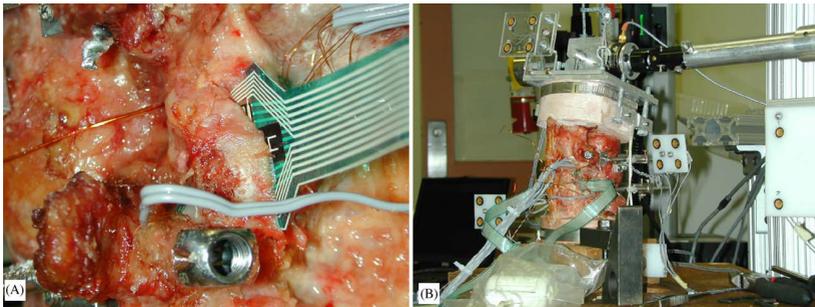


Figura 11 – Experimento de Wilson et al. (2006). A) Sensor inserido na faceta articular e B) Coluna montada na máquina para medidas das cargas facetárias. Fonte: Adaptada de Wilson et al. (2006).

2.2.3 Caracterização das forças musculares

Além de serem os elementos ativos na movimentação, os músculos que atuam na coluna vertebral também desempenham fundamental importância na manutenção da postura, na absorção de impacto e distribuição das cargas aplicadas na coluna, e ainda na proteção das vísceras contra cargas externas (CRAMER; DARBY, 2014). Os movimentos espinhais resultam da ativação coordenada de vários músculos com ação direta e indireta sobre a coluna. Devido esta complexidade, a maioria

dos testes *in vitro* e simulações são realizados adotando simplificações. Os seguintes estudos merecem destaque:

1. Wilke et al. (2003): Realizaram testes *in vitro* com sete colunas lombares com idade média de 35 anos (intervalo 18-68) e determinaram as forças musculares para a postura neutra, flexão e extensão através de um método indireto. Primeiramente, a coluna lombar é flexionada através da aplicação de momento puro até um determinado ângulo. Após, a vértebra L1 é mantida na mesma posição rotacional causando assim um momento de reação que, em seguida, é compensado através da aplicação de forças musculares juntamente com a força gravitacional. Diversas combinações de cargas são capazes de zerar este momento porém, somente aquelas que trazem resultados próximos aos testes *in vivo* são as que mais provavelmente agem no corpo humano. As combinações de cargas incluem o peso do corpo, força dos músculos locais e globais e forças provenientes do suporte dos tecidos abdominais. Ao total são 124 casos onde a metade inferior da vértebra L5 é mantida fixa e pré rotacionada para representar diferentes angulações do quadril. A Figura 12 apresenta um esquema dos diversos casos testados. Para todos os casos, o peso, a força do reto abdominal, a magnitude da carga seguidora (quando presentes) assim como a relação de ângulos da coluna quadril são predefinidos enquanto que a força do eretor da espinha é modificada até zerar o momento da vértebra L1.

A Figura 13 mostra a montagem da coluna na máquina de ensaios e a instrumentação. A carga seguidora é aplicada através de uma carga compressiva de magnitude constante através de um peso amarrado por cabos, os quais são guiados por ilhós fixos nos corpos vertebrais. Por outro lado, o restante das cargas são aplicadas em um prato rígido representando a seção transversal do corpo e que está fixo na vértebra L1. O peso é aplicado verticalmente na parte superior de uma haste que representa o centro de gravidade. Este se localiza a 200 mm em direção cranial e 30 mm em direção ventral partindo-se do centro do disco T12-L1 seguindo dados de Calisse, Rohlmann e Bergmann (1999). Sua magnitude é de até 260 N, o que corresponde a um peso corporal de aproximadamente 56 kg (WILKE et al., 2003).

Devido ao fato que o estudo se restringe ao plano sagital se optou por aceitar a simplificação de utilizar apenas quatro grupos musculares para a simulação. As cargas representando o sacroili-

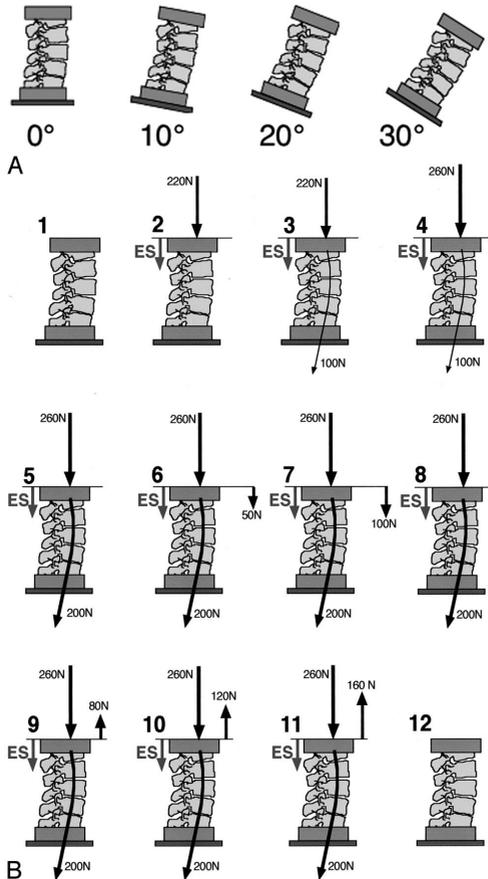


Figura 12 – Esquema das diversas combinações de cargas testadas por Wilke et al. (2003). (A) Os espécimes foram fixados em quatro etapas de flexão do quadril de 0° a 30°, em que foram aplicados os 12 casos de carga ilustrados na parte (B). Fonte: Wilke et al. (2003).

olombar ou eretor da espinha (*erector spinae*, em latim) e o reto abdominal (*rectus abdominis*, em latim), são aplicadas por cabos presos no prato que possuem braço de alavanca de 40 mm e 153 mm, respectivamente. Adicionalmente, Wilke et al. (2003, p. 2587) relata que "a direção dos cabos em relação a coluna permanece constante mesmo quando diferentes inclinações do quadril são simuladas".

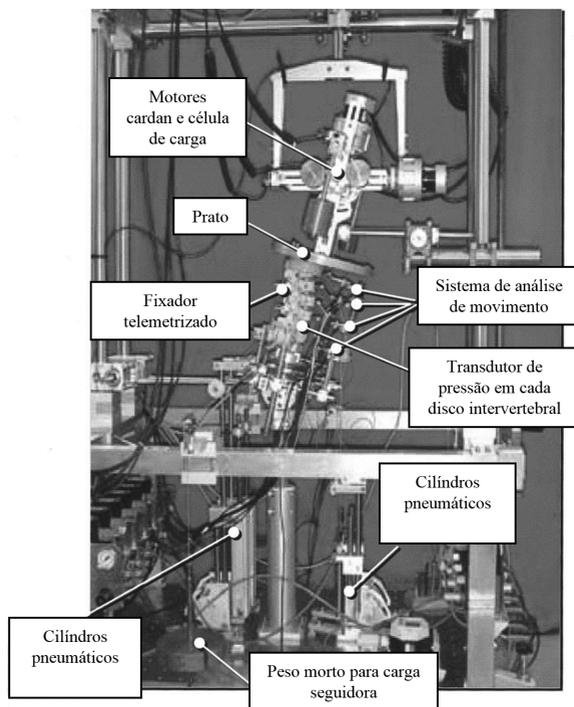


Figura 13 – Montagem da coluna na máquina de testes. Fonte: Adaptada de Wilke et al. (2003).

Os valores das forças da carga de um fixador interno (instrumento na forma de implante para medida de força) e a pressão intradiscal proveniente de um transdutor são determinados no experimento de Wilke et al. (2003). A configuração de carga utilizada nos ensaios que mais se aproxima dos dados *in vivo* são consideradas serem as cargas musculares que atuam no corpo humano. As cargas do fixador interno foram medidas por Rohlmann, Bergmann e Graichen (1994), Rohlmann et al. (2000), Rohlmann, Bergmann e Graichen (1999) em três pacientes operados por instabilidade degenerativa, e a pressão intradiscal foi medida em um voluntário por Wilke et al. (1999).

Comparando com os resultados *in vitro* com os dados *in vivo*, há uma boa conformidade para as posições neutra (de pé) e para extensão da coluna lombar o que não ocorre para posições de

flexão. Neste contexto, Rohlmann et al. (2006), pertencente ao mesmo grupo de pesquisa de Wilke et al. (2003), utilizam um modelo de elementos finitos da coluna lombar (L1-L5) validado visando alcançar melhores resultados, principalmente para flexão. Eles se propõem com este uso auxiliar também na determinação das cargas musculares sem o fixador interno, uma das limitações dos testes experimentais. Este estudo é relatado a seguir.

2. Rohlmann et al. (2006): Utilizaram as mesmas condições de contorno e o mesmo método de determinação das forças musculares que Wilke et al. (2003). Porém, os testes também incluíram uma força distribuída de 30 N por vértebra na parte ventral visando representar a pressão intra-abdominal. Somente as configurações de carga mais importantes foram testadas, ou seja, os seguintes casos:

- (a) Carga vertical de 220 N representando o peso da parte superior do corpo (caso 2 da Figura 12).
- (b) Carga vertical de 260 N mais uma carga seguidora de 200 N (caso 5 da Figura 12).
- (c) Caso b) com adição de uma carga de 50 N representando a contração do músculo reto abdominal (caso 6 da Figura 12).
- (d) Caso c) porém com uma força de 100 N para o reto abdominal (caso 7 da Figura 12).

As Figuras 14 e 15 apresentam uma comparação entre os resultados numéricos e os resultados *in vivo* da pressão intradiscal do disco L4-L5 e da carga do fixador na L2-L4, respectivamente. Ambos os gráficos estão em função dos diversos ângulos sagitais testados e serão comentados em na seção 3.2.

2.3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DA COLUNA LOMBOSSACRAL

A simulação do movimento quasiestático da coluna pode ser realizada mediante modelos mecânicos descritos mediante sistemas de equações diferenciais parciais não lineares que envolvem:

- a) conservação da quantidade de movimento (balanço mecânico).
- b) cinemática não linear (grandes deslocamentos e deformações).
- c) Modelos de material não lineares (equações constitutivas).
- d) condições de contorno unilaterais (contato).

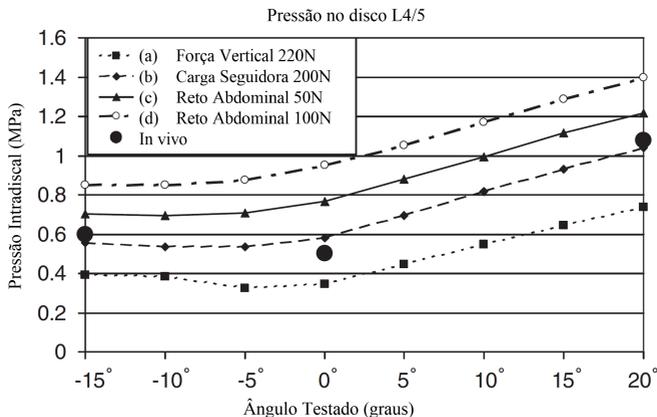


Figura 14 – Comparação da pressão intradiscal do disco L4-L5 entre os resultados numéricos de Rohlmann et al. (2006) com os *in vivo* para vários ângulos no plano sagital. Fonte: Adaptada de Rohlmann et al. (2006).

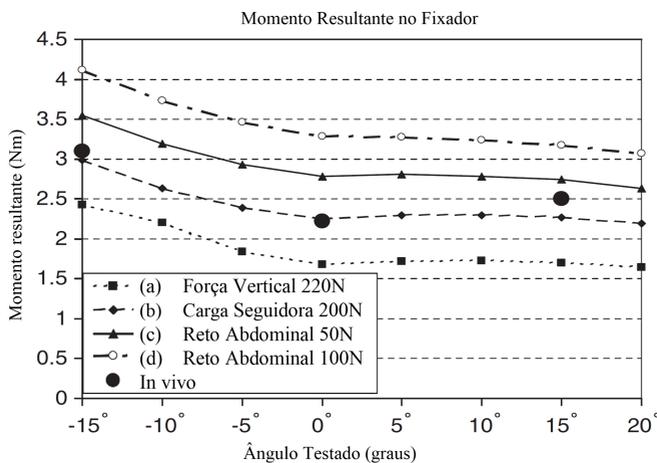


Figura 15 – Comparação da carga do fixador na L2-L4 entre os resultados numéricos de Rohlmann et al. (2006) com os *in vivo* para vários ângulos no plano sagital. Fonte: Adaptada de Rohlmann et al. (2006).

O método de Elementos Finitos é uma técnica numérica que permite a resolução em forma aproximada destas equações e está baseado

na parametrização do movimento utilizando funções de aproximação definidas em partições da geometria física do corpo estudado (coluna) em subregiões comumente denominadas de elementos. Esta parametrização permite a transformação das equações diferenciais em grandes sistemas de equações algébricas não lineares.

No presente estudo o carregamento imposto na coluna é subdividido em passos de carga configurando um histórico de carregamento que é resolvido em forma incremental, isto é, a cada incremento de tempo (carregamento). Em cada um destes incrementos um sistema de equações algébricas não lineares é resolvido mediante técnicas numéricas como o Método de Newton-Raphson.

Modelos de elementos finitos da coluna vertebral se remontam ao trabalho de Latham (1957) que é apontado por Fagan, Julian e Mohsen (2002) como o primeiro modelo analítico da coluna. O objetivo era investigar a ejeção de pilotos e o modelo era composto de uma simples configuração massa-mola. Em seguida, com Toth (1966), houve um aumento da complexidade de sistemas massa mola e a inclusão de amortecedores para representar os discos intervertebrais que, com Orne e Liu (1970), passaram a possuir resistência ao cisalhamento e à flexão (FAGAN; JULIAN; MOHSEN, 2002). O modelo foi aprimorado por Prasad e King (1974) através da inclusão das interações das facetas articulares com o uso de elementos de mola (FAGAN; JULIAN; MOHSEN, 2002). Progressos também foram alcançados por Dietrich, Kedzior e Zagrajek (1991) que apresentam um modelo 3D simples onde o anel fibroso possui propriedades elásticas anisotrópicas e o núcleo pulposo é modelado como um material incompressível (FAGAN; JULIAN; MOHSEN, 2002).

2.3.1 Modelo de Yllera et al. (2012) e atualizações

Em trabalhos mais recentes, tem-se exemplos de modelos que descrevem o comportamento mais próximo da realidade da coluna lombar (YLLERA et al., 2012; AYTURKA; PUTTLITZ, 2011; KIAPOUR et al., 2012; SCHMIDT et al., 2012; PARK; KIM; KIM, 2013; ZANDER; ROHLMANN; BERGMANN, 2009; MORAMARCO et al., 2010). Em particular dispõe-se para este trabalho o modelo da coluna lombossacral de Yllera et al. (2012) que foi desenvolvido com o uso do programa de elementos finitos Abaqus (<http://www.3ds.com/products-services/simulia>). Ele inclui as cinco vértebras lombares, sacro, discos intervertebrais e oito grupos de ligamentos principais. Tal modelo, representado pela Figura

16, é capaz de simular o comportamento complexo e altamente não-linear da coluna lombossacral sem patologia. O modelo foi validado tomando por base experimentos *in vitro* e é descrito nesta seção assim como algumas mudanças realizadas no presente trabalho visando aperfeiçoá-lo.

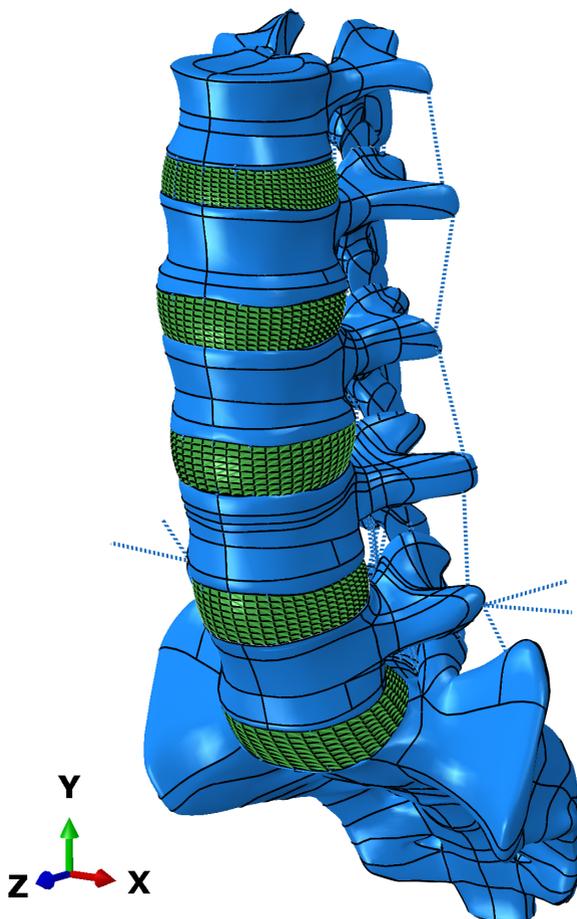


Figura 16 – Perspectiva do modelo da coluna lombossacral o qual é simétrico em relação ao plano médio-sagital.

2.3.1.1 Vértex e Discos Intervertebrais

A geometria das 5 vértebras (L1-L5) juntamente com o sacro, adquirida da empresa Zygote (<https://www.zygote.com/>), foi obtida, modificada e organizada no espaço tridimensional do Abaqus considerando vários estudos antropométricos (BOULAY et al., 2006; EIJKEL-KAMP et al., 2007; NISSAN; ISSACHAR, 1986; BEEN et al., 2010; PANJABI et al., 1992; ZHOU et al., 2000). Suas dimensões principais encontram-se dentro de desvio padrão das dimensões da coluna humana e podem ser verificadas no apêndice A.1. O perfil superior e inferior (platôs) de cada vértebra serviram de base para a criação da geometria dos discos intervertebrais. A Figura 17 e a Figura 18 mostram a geometria de um disco intervertebral e de uma das vértebras, respectivamente.

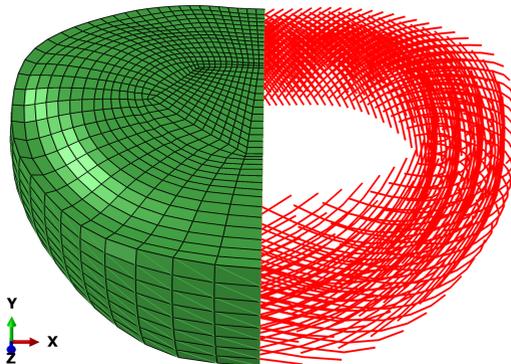


Figura 17 – Vista frontal da geometria do disco intervertebral do segmento L4-L5. O lado direito mostra as fibras do anel fibroso em disposição helicoidal.

O anel fibroso foi desenhado como um arranjo compósito formado por uma matriz reforçada com fibras dispostas em bandas concêntricas laminares e disposição helicoidal. Sua orientação varia ao redor do centro conforme demonstrado na Figura 10. As fibras localizadas na parte dorsal do disco intervertebral apresentam uma direção mais vertical (55°) que as pertencentes a parte ventral (24°) (SCHMIDT et al., 2006 apud YLLERA et al., 2012, p. 3). O núcleo por sua vez apresenta uma secção transversal de 44% da área total do disco intervertebral e seu centro está localizado a aproximadamente 3,5 mm na direção posterior do centro do disco intervertebral (YLLERA et al., 2012).

O corpo vertebral, formado em sua grande maioria de osso trabecular (esponjoso), é representado por elementos tetraédricos e definido como um material elástico ortotrópico de acordo com dados da literatura (SCHMIDT et al., 2006; LU; HUTTON; GHARPURAY, 1996; SHIHAO et al., 2009). Tais propriedades são $E_{xx}=140$ MPa, $E_{yy}=200$ MPa, $E_{zz}=140$ MPa, $G_{xy}=48,3$ MPa, $G_{yz}=48,3$ MPa, $G_{xz}=48,3$ MPa, $Y_{xy}=0,315$, $Y_{yz}=0,315$ e $Y_{xz}=0,450$ (YLLERA; VALIENTE, 2011). A Figura 18 mostra a geometria e a malha de uma das vértebras. Nota-se que a malha é refinada nas facetas articulares visto o fato que as forças transmitidas pelas mesmas foram utilizadas como parâmetro de estudo (YLLERA; VALIENTE, 2011).

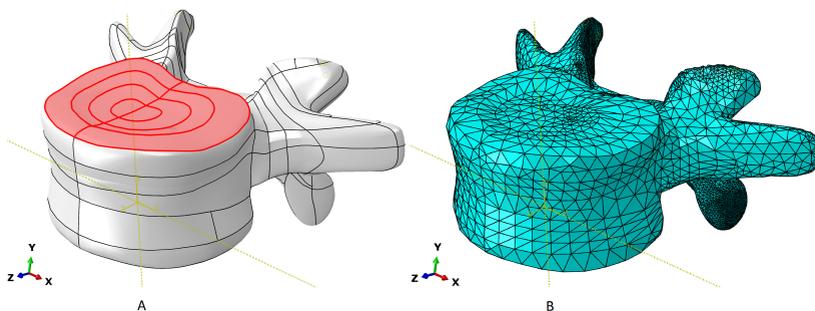


Figura 18 – Vértebra L4: A) Geometria onde a parte rosada representa o platô da vértebra o qual possui uma maior espessura de osso cortical em sua parte externa do que seu centro, B) Malha formada por elementos tetraédricos.

Para a criação da malha e aplicação das propriedades das vértebras, Yllera et al. (2012, p. 4) seguem os dados da literatura (HOLZAPFEL; STADLER, 2006; LU; HUTTON; GHARPURAY, 1996; SHARMA; LANGRANA; RODRIGUEZ, 1995; GRANT; OXLAND; DVORAK, 2001; ROBERTS et al., 1997; ROHLMANN et al., 2006) e esclarecem que

A distinção entre o osso trabecular e cortical foi feita através da aplicação de uma malha de elementos de tipo casca (shell) cobrindo a superfície da vértebra aos quais é atribuída espessura e propriedades do osso cortical (aproximadamente 0,35 mm e $E=12000$ MPa). Os platôs são definidos como osso cortical com uma espessura de 1 mm na região próxima à fronteira e 0,5 mm no centro. Os elementos posteriores

das vértebras foram modelados como materiais isotrópicos com rigidez intermediária ($E=3500$ MPa) pois nesta região a percentagem em volume ocupado pelo osso cortical é maior.

Os discos intervertebrais são representados por elementos tridimensionais hexaédricos. A Figura 17 mostra a malha do anel fibroso. O modelo computacional utiliza o modelo hiperelástico isotrópico de tipo Mooney-Rivlin ($C10=0,1484$, $C01=0,0371$ e $D1= 0,5577$) para a matriz do anel fibroso enquanto que as fibras são modeladas como elementos de barras com rigidez não-linear e magnitude variando em função da posição radial e circunferencial no anel. As propriedades das fibras foram extraídas da literatura (HOLZAPFEL; STADLER, 2006; EBARA et al., 1996; SHIRAZI-ADL; AHMED; SHRIVASTAVA, 1986; EBERLEIN; HOLZAPFE; SCHULZE-BAUER, 2001) e implementadas como se fossem molas com rigidez variável em função da deformação axial. O núcleo pulposo, por sua vez, foi modelado como um material incompressível hiperelástico isotrópico de Mooney-Rivlin com coeficientes $C10=0,12$, $C01=0,09$ e $D1= 0,0012$ seguindo dados de Schmidt et al. (2006).

Para o presente trabalho, o modelo de Yllera et al. (2012) sofreu modificações na formulação dos elementos para o anel e núcleo dos discos intervertebrais. Estes passaram a ser híbridos de modo a melhor tratar a condição de incompressibilidade e a malha das vértebras L4 e L5 foram refeitas. A Tabela 4 mostra os tipos de elementos, número de nós e número de elementos para cada região e sub-região da coluna vertebral. O modelo utiliza funções de interpolação lineares para todas as suas estruturas.

Visando representar a união entre as superfícies inferior e superior dos discos intervertebrais com os respectivos platôs das vértebras e do sacro, o modelo faz uso de restrições do tipo fixação de superfícies (*tie constraint*). Isso serve para impedir o movimento relativo entre elas, e forçar a continuidade, visto o fato que as malhas da vértebra e do disco intervertebral são diferentes tanto em densidade quanto tipo de elemento.

No modelo de Yllera e Valiente (2011), o método de discretização utilizado para fixação de superfícies é do tipo nó-superfície. Para o presente trabalho, este foi modificado para superfície-superfície pois, segundo o Manual do Abaqus (2013), esta formulação evita o ruído das tensões nas interfaces vinculadas. Seguindo as recomendações do mesmo documento, o platô da vértebra é definido como a superfície de controle (mestre) enquanto que o disco intervertebral adota o rol de superfície controlada (escrava) pois a primeira apresenta uma malha

Tabela 4 – Tipo de elemento, nº de nós e nº de elementos para cada região da coluna vertebral. S3 = elemento de casca triangular de 3 nós (camada de osso cortical), C3D4 = tetraédro linear de 4 nós (corpo vertebral e elementos posteriores), C3D8RH = hexaedro linear de 8 nós com redução de integração e híbrido (núcleo e anel fibroso), CONN3D2 = conector tri-dimensional de 2 nós e com resistência unidimensional (fibras do anel).

Vértebra	Tipo de Elemento	Nº de Nós	Nº de Elementos
L1	S3	1152	1880
	C3D4	6494	27362
L2	S3	1205	1919
	C3D4	8304	35716
L3	S3	1269	2073
	C3D4	9065	39186
L4	S3	1745	2971
	C3D4	11151	50332
L5	S3	1708	2999
	C3D4	11627	52182
Sacro	S3	3831	7523
	C3D4	7404	29512
Discos	Tipo de Elemento	Nº de Nós	Nº de Elementos
L1-L2	CONN3D2	6336	5632
	C3D8RH	12537	10784
L2-L3	CONN3D2	5472	4864
	C3D8RH	12735	11008
L3-L4	CONN3D2	4608	4096
	C3D8RH	10341	8928
L4-L5	CONN3D2	5328	4736
	C3D8RH	12992	11228
L5-S1	CONN3D2	3744	3328
	C3D8RH	5859	4992
Total		123043	323251

mais grosseira que a segunda. Ainda, a distância absoluta especificada a partir da superfície mestre dentro da qual todos os nós da superfície escrava são vinculados é de 2 mm. Este valor garante que todos os nós da superfície superior ou inferior do disco intervertebral sejam vinculados ao platô da vértebra.

2.3.1.2 Facetas Articulares

Nas superfícies das facetas articulares, o modelo faz uso de interações de contato do tipo penalização não-linear visando representar as forças de restrições aos movimentos que atuam nas camadas de cartilagem destas estruturas. Esta força é determinada por uma curva não-linear que associa pressão de contato e penetração das faces (SHARMA; LANGRANA; RODRIGUEZ, 1995), ilustrada na Figura 19. Na curva, a resistência inicial corresponde a um módulo elástico de 11 MPa, e no ponto em que os ossos entram em contato, a resistência é modificada para 12000 MPa, igual àquela do osso cortical (YLLERA et al., 2012).

A camada de cartilagem na superfície de cada processo articular foi admitida ter uma espessura de 0,2 mm (SCHMIDT et al., 2012) e podem transmitir somente forças compressivas. Deste modo, as interações de contato só ocorrem quando as superfícies facetárias se encontram a uma distância menor de 0,4 mm. Adicionalmente, o modelo não considera nenhuma resistência na direção tangencial para estas estruturas. Isso é coerente com a biomecânica da coluna pois, segundo Cramer e Darby (2014), o coeficiente de atrito entre as superfícies das facetas articulares é bastante baixo.

2.3.1.3 Ligamentos

Os oito ligamentos descritos na seção 2.1.4 foram modelados como elementos não-lineares e unidimensionais que unem determinados pontos (nós) das vértebras adjacentes. A Tabela 5 mostra a quantidade e o local da inserção dos mesmos na coluna. A localização dos ligamentos para o segmento L4-L5 também pode ser observada na Figura 20.

As propriedades dos ligamentos (curvas carga versus deformação axial) foram obtidas de diversos estudos (CHAZAL et al., 1985; NOLTE; PANJABI; OXLAND, 1990; PANJABI et al., 1992; SHIRAZI-ADL; AHMED; SHRIVASTAVA, 1986; PINGEL, 1991; SCHMIDT et al., 2007) e selecionadas de modo que forneçam resultados de simulação o mais próximo daqueles medidos experimentalmente por Heuer et al. (2007). A Figura 21 mostra as curvas força-deslocamento relativo dos sete ligamentos lombares após a calibração do segmento L4-L5, processo que será descrito na seção 2.3.1.4.

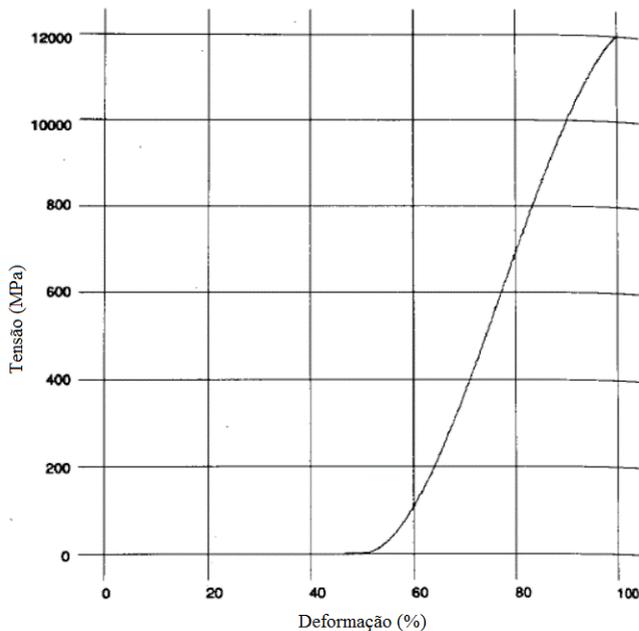


Figura 19 – Curva tensão-deformação para as cartilagens das facetas articulares. Fonte: Sharma, Langrana e Rodriguez (1995).

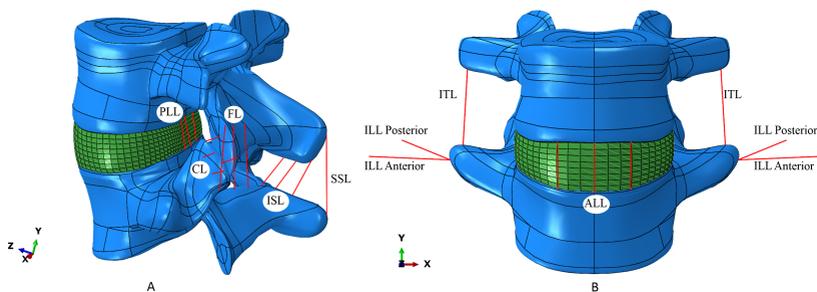


Figura 20 – Locais de inserção dos ligamentos (linhas vermelhas) no segmento L4-L5: A) Vista frontal B) Perspectiva da região posterior (no caso dos ligamentos FL e CL somente as suas componentes da parte esquerda são ilustradas). A Tabela 5 mostra o significado das abreviaturas.

Tabela 5 – Quantidade e local de inserção dos ligamentos no modelo.

Ligamento	Quantidade e local de inserção
Ligamento longitudinal anterior (ALL)	Três elementos que conectam a parte anterior das vértebras sendo que um deles está localizado no meio.
Ligamento longitudinal posterior (PLL)	Da mesma forma que o ligamento longitudinal anterior porém, os elementos se encontram na região posterior e possuem uma largura menor.
Ligamento intertransversal (ITL)	Um elemento para conectar cada par das extremidades das apófises transversais.
Ligamento capsular (CL)	Quatro elementos que conectam as superfícies das facetas articulares de forma perpendicular as superfícies articulares e paralelas ao plano horizontal.
Ligamento flavo ou ligamento amarelo (FL ou YL)	Seis elementos, três elementos de cada lado, que conectam a lâmina da vértebra com a sua adjacente.
Ligamento interespinhal (ISL)	Três elementos que conectam as apófises espinhosas com as adjacentes.
Ligamento supraespinhal (SSL)	Um elemento que aponta das apófises espinhosas com a adjacente.
Ligamento Iliolombar (ILL)	Quatro elementos, dois representando as bandas anteriores e dois representando as bandas posteriores, que partem da ponta das apófises transversais da vértebra L5 até a parte superior da pélvis.

Fonte: Informações adaptadas de Yllera et al. (2012).

2.3.1.4 Calibração e características do modelo

As estruturas que mais afetam a cinética da coluna vertebral (discos intervertebrais, ligamentos e facetas articulares) passaram por um processo de calibração onde suas propriedades são modificadas dentro de um intervalo fisiológico até obter resultados suficientemente próximos daqueles provenientes dos experimentos *in vitro*. Tal processo se justifica pois, a literatura fornece um grande intervalo de valores para

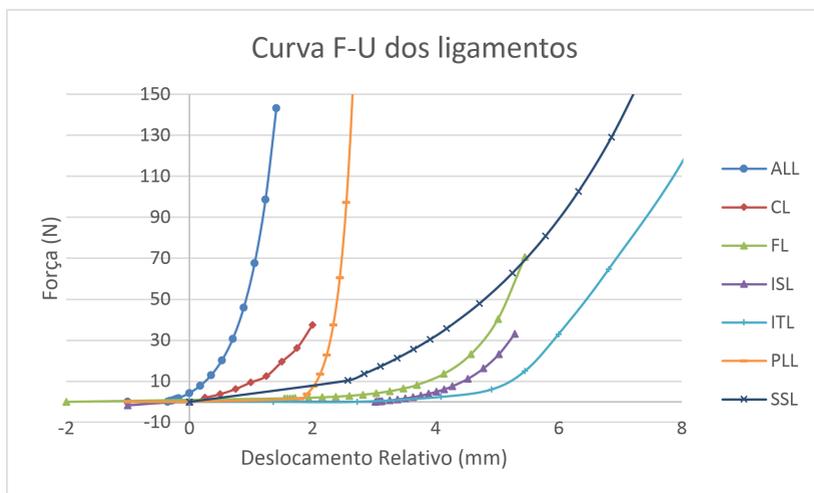


Figura 21 – Curvas força-deslocamento relativo dos sete ligamentos lombares após calibração do segmento L4-L5.

estas propriedades, que dependem de uma série de variáveis como idade e método de medição. Esta estratégia já foi utilizada por Schmidt et al. (2006, 2007) e gera um modelo com significativa exatidão.

Outra característica importante do modelo de Yllera et al. (2012) é que este fornece bons resultados não somente para toda a coluna lombossacral mas também quando componentes dela são removidos como por exemplo a remoção parcial de sistemas ligamentares. Isso é importante para as simulações nas quais uma estrutura da coluna é removida visando simular a coluna lesionada (caso de uma cirurgia, por exemplo).

Foi possível criar um modelo com esta característica tomando por base os estudos de Heuer et al. (2007) que quantificaram a contribuição de cada elemento na coluna através da medição dos movimentos de oito espécimes de segmentos L4-L5 sob flexão, extensão, flexão lateral e rotação axial. No experimento, a vértebra L5 fica com sua extremidade inferior fixa enquanto que a extremidade superior da vértebra L4 recebe momento puro sem restrição de 1 até 10 Nm. Os testes iniciam com o segmento L4-L5 intacto sem o ligamento intertransverso e, após levantar a curva rotação-momento, um componente é removido. Isso se repete até sobrar as vértebras L4-L5 e o anel fibroso. A ordem de remoção das estruturas é ligamento supra-espinhal, ligamento interespinoso, ligamento flavo, ligamentos capsulares, arcos vertebrais

(juntas das facetas articulares), ligamento longitudinal posterior, ligamento longitudinal anterior e núcleo pulposo. Os resultados também trazem evidências se o ligamento possui ou não pré-tensão e em que momento do movimento da coluna vertebral este começa a oferecer restrições.

Neste cenário, Yllera et al. (2012) montam o segmento L4-L5 tomando o processo inverso. Em outras palavras, eles começam pelas vértebras L4-L5 juntamente com o anel fibroso, simulam este segmento sob as mesmas condições de contorno de Heuer et al. (2007), comparam os resultados e modificam as propriedades dentro de um intervalo fisiológico. Esse processo é realizado a cada componente que é adicionado no modelo e as propriedades são ajustadas manualmente até obter uma diferença de resultados menor que 5% em comparação as curvas obtidas por Heuer et al. (2007) em todas as direções e magnitudes (YLLERA et al., 2012). O término deste processo se dá com a obtenção do segmento L4-L5 e suas curvas obtidas são representadas pela Figura 22. Ao final da calibração Yllera et al. (2012) obtiveram as curvas força de deformação longitudinal dos ligamentos da Figura 21 fornecida na seção 2.1.4. Por questões de consistência, a grande maioria das propriedades dos ligamentos são retiradas de apenas um estudo, ou seja, de Nolte, Panjabi e Oxland (1990).

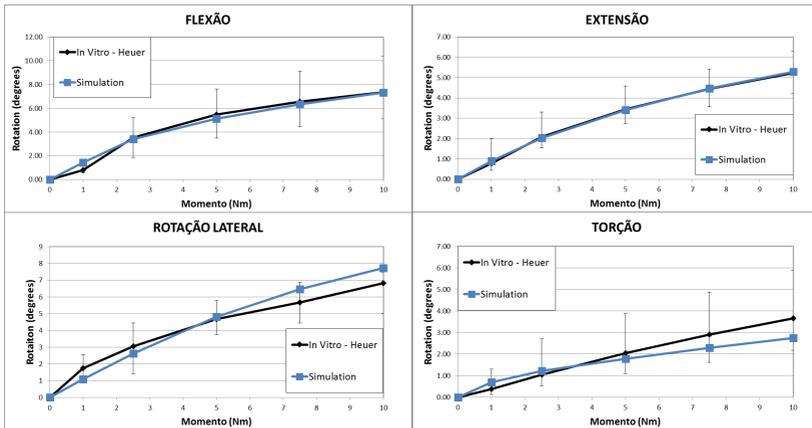


Figura 22 – Curvas flexão, extensão, flexão lateral e torção obtidas após calibração do segmento L4-L5 e inserção do ligamento supra-espinhal (SSL). Os valores são comparados com os resultados dos testes *in vitro* de Heuer et al. (2007). Fonte: Adaptada de Yllera et al. (2012).

Uma vez calibrado e definido as propriedades do segmento L4-L5, Yllera et al. (2012) definem as propriedades dos componentes dos outros segmentos através de uma extrapolação. Embora o ligamento ITL não tenha sido incluído nos testes de Heuer et al. (2007) e possua pequena rigidez, este é acrescentado no modelo assim como o ligamento iliolumbar. Em seguida, Yllera et al. (2012) replicam virtualmente testes *in vitro* (YAMAMOTO et al., 1989; PANJABI et al., 1994; GUAN et al., 2006; ROHLMANN et al., 2001) que envolvem toda coluna lombar ou a coluna lombossacral, comparam os resultados e uma nova calibração é feita. Devido ao fato que, conforme relatado o modelo foi ajustado e é um objetivo deste trabalho aperfeiçoá-lo, esta tarefa é realizada nas seções posteriores onde os resultados de Yllera et al. (2012) são apresentados e comparados com os resultados do novo modelo.

3 RESULTADOS E ANÁLISE

Foi utilizado o programa de elementos finitos Abaqus para simular o modelo da coluna lombossacral. Primeiramente, este modelo é testado e submetido a um processo de calibração, visando reproduzir os resultados de testes *in vitro* descritos na seção 2.2. Em seguida, as cargas musculares são implementadas para a coluna lombossacral: (a) intacta, (b) com implante preservando a lordose e (c) com implante hipolordótico. Os resultados para estes três casos são analisados e comparados visando identificar o efeito do alinhamento sagital.

3.1 APRIMORAMENTO E VALIDAÇÃO DO MODELO

Esta seção compreende duas etapas. Inicialmente, o modelo descrito na seção 2.3.1, denominado modelo atualizado 1, é testado e os resultados numéricos são comparados com os provenientes dos testes *in vitro*. Após, as propriedades dos ligamentos e das facetas articulares são modificadas visando aproximar os dados numéricos com o dados experimentais. Ao final deste processo de calibração o modelo é denominado modelo atualizado 2.

3.1.1 Verificação - Testes com o Modelo Atualizado 1

Como descrito na seção 2.3.1, o modelo foi atualizado através da modificação das restrições de interfase entre o disco intervertebral e a vértebra além da escolha de formulação dos elementos finitos utilizados. Adicionalmente, os platôs do segmento L4-L5 que formavam uma continuação da malha do disco, passaram a fazer parte das suas vértebras adjacentes, característica igual à dos segmentos restantes. As propriedades do segmento L4-L5 logo após a sua calibração feita por Yllera et al. (2012) tendo por base os testes de Heuer et al. (2007) são mantidas, com exceção do ligamento ITL e das facetas articulares. Estas últimas estruturas juntamente com os segmentos restantes permanecem com as propriedades obtidas ao final da calibração de toda a coluna sacro-lombar. Este modelo é chamado de modelo atualizado 1.

Embora estas modificações foram realizadas no modelo, é importante ressaltar que as calibrações feitas por Yllera et al. (2012) para o segmento L4-L5 tomando por base os testes de Heuer et al. (2007)

continuam válidos, pois elas não afetam de forma significativa os resultados dos testes que englobam somente este segmento. O objetivo destas atividades é apenas preparar o modelo para dar início a uma nova calibração.

Os testes com o modelo são realizados seguindo os testes *in vitro* fornecidos na literatura. Pelo motivo de Guan et al. (2007) ter caracterizado precisamente a cinética de toda a coluna lombossacral, o modelo é testado, calibrado e validado segundo seus testes e resultados. Visando replicá-los virtualmente, a superfície inferior do sacro é mantida fixa e momento puro sem restrição é aplicado a um ponto acoplado ao platô superior da vértebra L1 conforme mostra a Figura 23. Desta forma, a superfície citada segue o movimento de um único ponto de referência, o RP-13 na Figura, como se estas regiões fossem unidas por uma série de barras de rigidez infinita. Destaca-se que diferentemente de Guan et al. (2007) o presente modelo não contempla a vértebra T12 e o disco T12-L1 mas admite-se que, por se tratar de momento puro, nos seus testes experimentais esta carga é transmitida da T12 para a L1 como se fosse aplicado diretamente nesta vértebra.

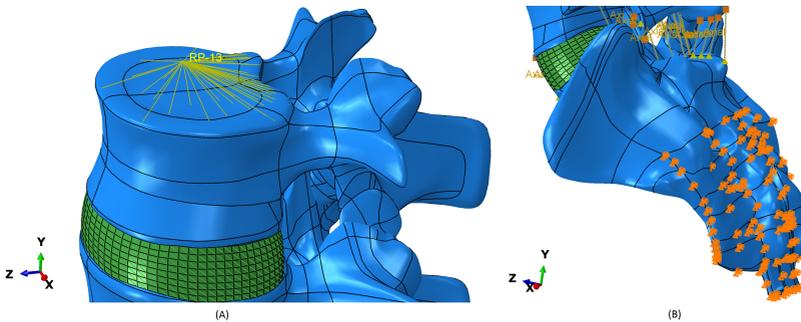


Figura 23 – Condições de contorno impostas no modelo visando simular os testes de Guan et al. (2007). (A) acoplamento no topo da vértebra L1 e (B) sacro engastado (cor alaranjada).

Os resultados obtidos para as diferentes direções de cargas são representados nas Figuras 24, 25, 26, 27, 28 e 29. O modelo não apresenta valores significativamente diferentes daqueles encontrados por Yllera e Valiente (2011) para o caso de rotação axial como podem ser verificados no Apêndice A.2. Panjabi et al. (1994) utilizaram uma pré-carga juntamente ao momento puro na vértebra L1 e as correspondentes curvas são inseridas nos gráficos visando fornecer uma noção qualitativa do comportamento do modelo para momentos maiores de 4 Nm.

Fazendo uma comparação entre os resultados obtidos com os resultados de Yllera e Valiente (2011) nota-se que as curvas tanto para a flexão-extensão e flexão lateral apresentam valores mais próximas aos resultados experimentais, principalmente para os segmentos mais inferiores. Uma exceção ocorre com o segmento L4-L5 sob extensão pois sua curva se encontra mais longe da curva de Guan et al. (2007). Esse comportamento era esperado pois este segmento foi calibrado levando em consideração os resultados de Heuer et al. (2007), o qual apresenta resultados diferentes.

O foco desta seção é obter um modelo preciso para a extensão e flexão sem ênfase nas outras direções pois deseja-se simular as forças musculares somente no plano sagital. Como as curvas obtidas numericamente com o modelo atualizado 1 não se ajustam otimamente às curvas experimentais, principalmente para os segmentos L4-L5 e L5-S1 sob flexão, uma calibração é realizada, a qual é descrita na próxima seção.

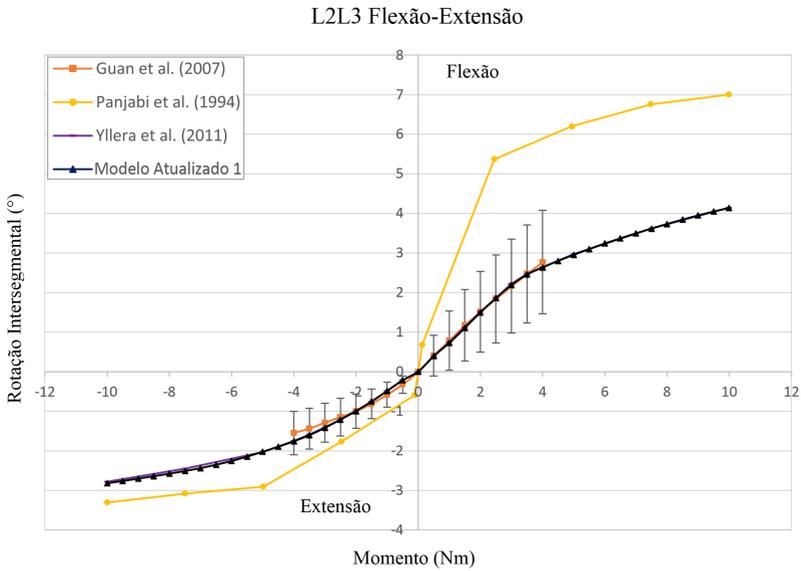
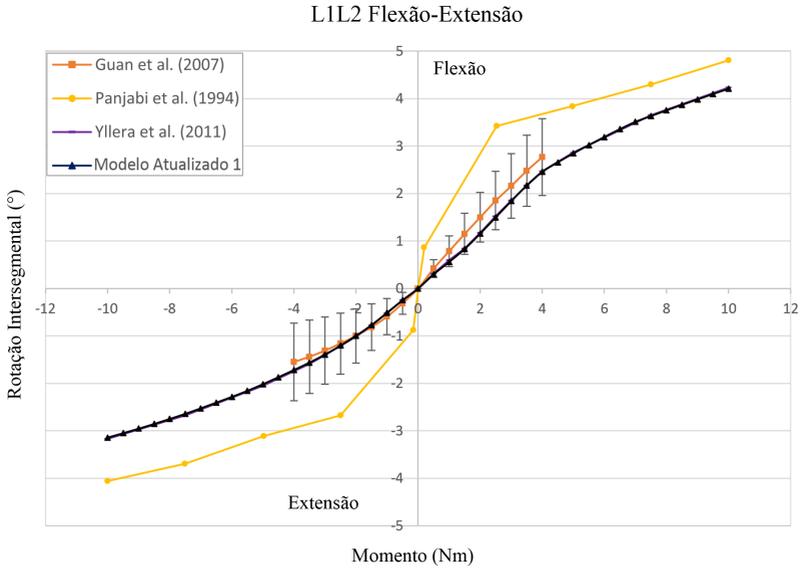


Figura 24 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais mais cefálicos.

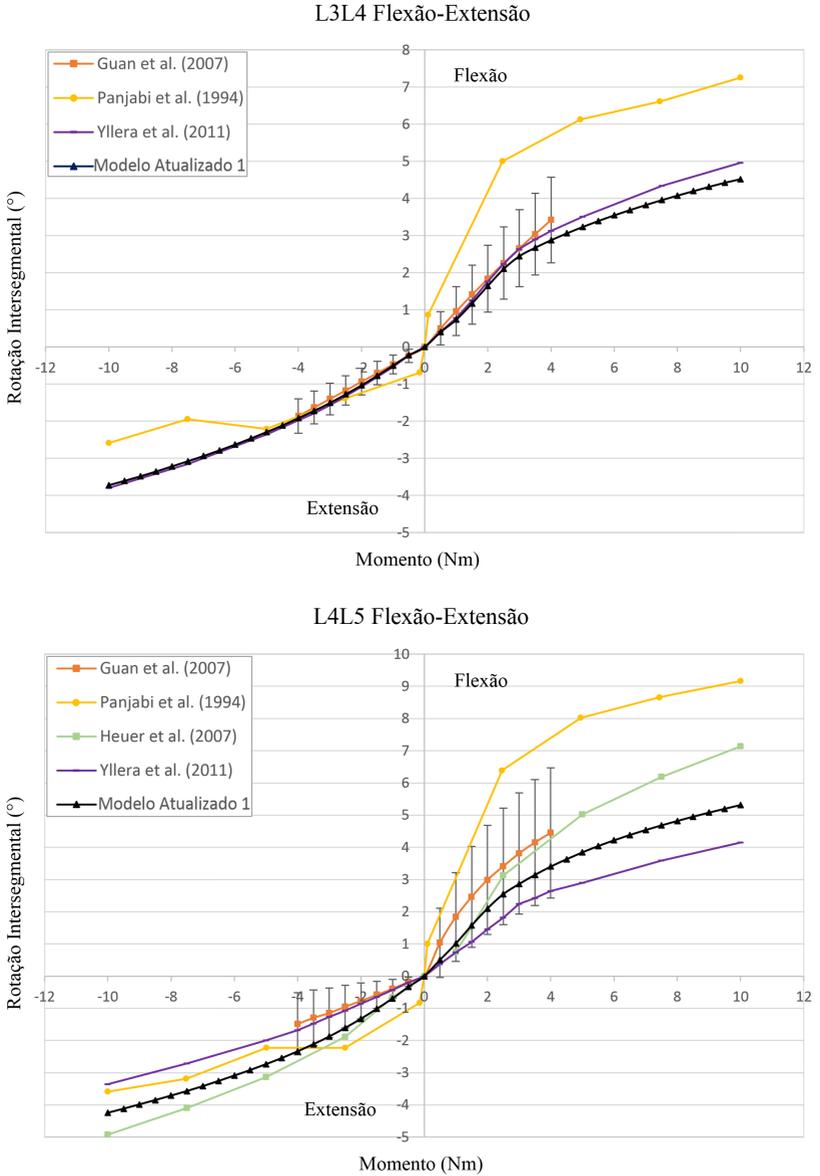


Figura 25 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais intermediários.

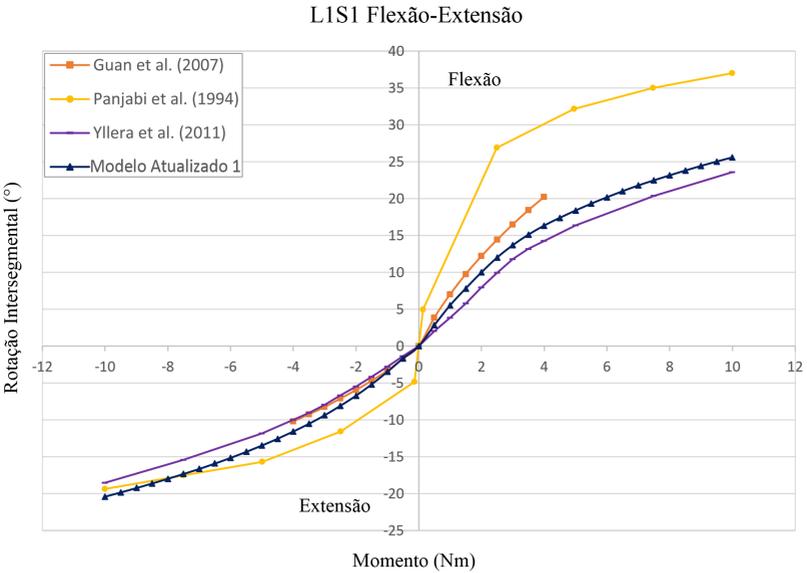
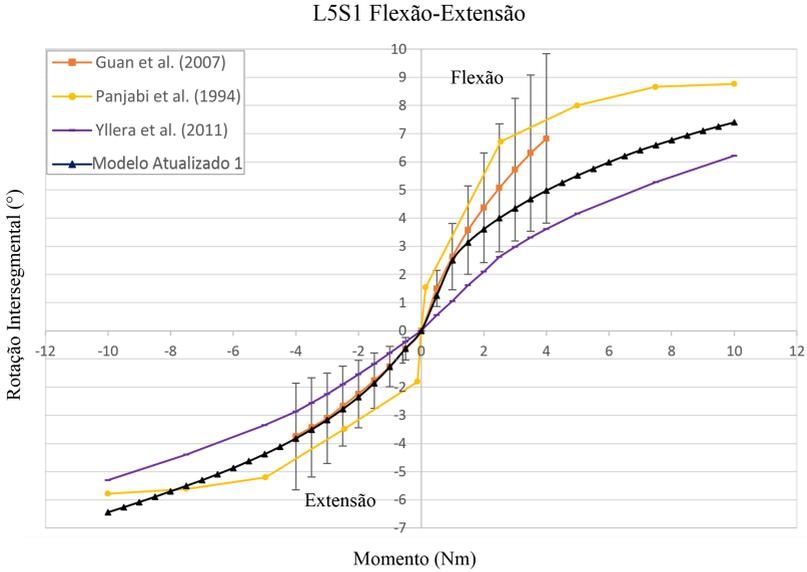


Figura 26 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais mais caudais.

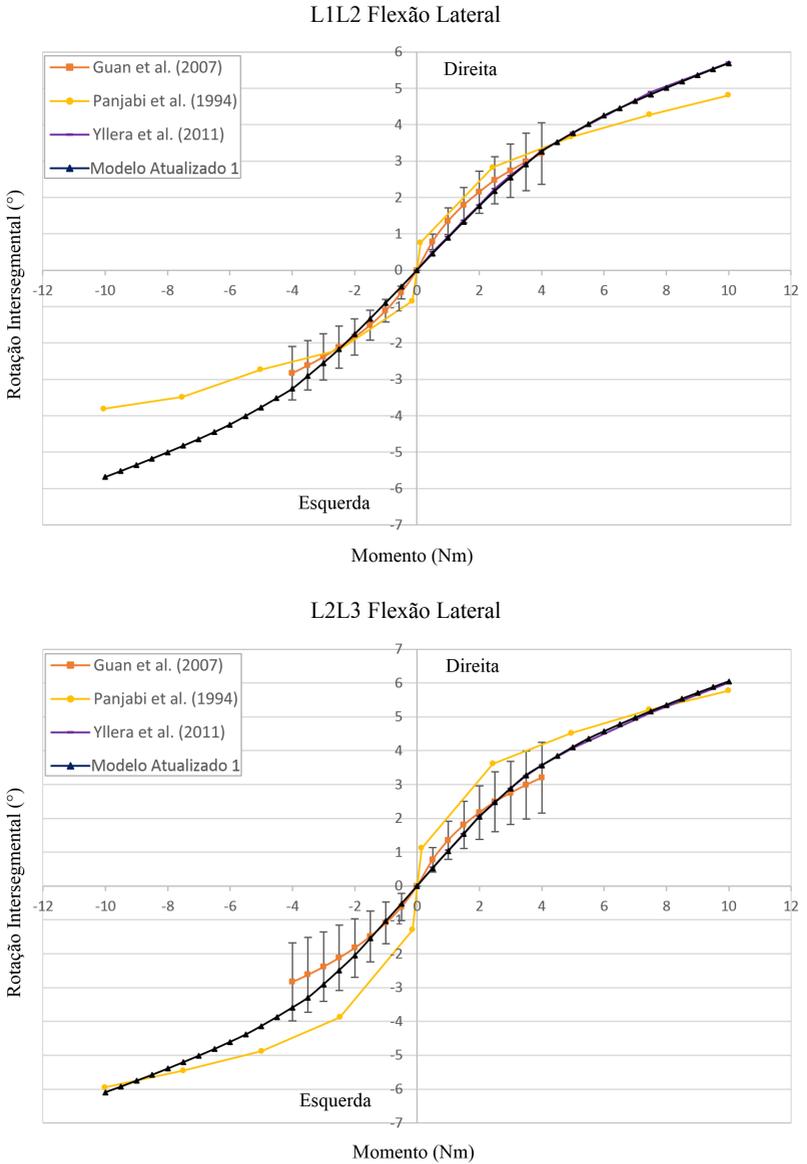


Figura 27 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão lateral dos segmentos vertebrais mais céfalicos.

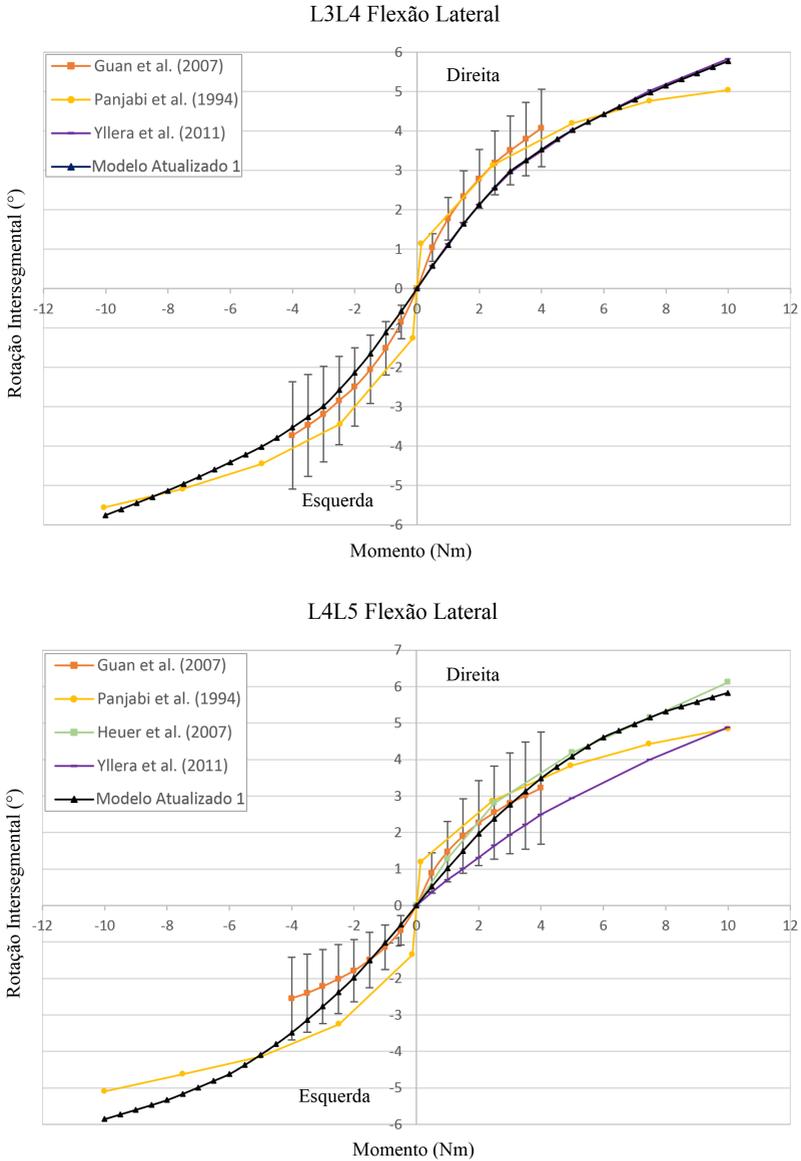


Figura 28 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão lateral dos segmentos vertebrais intermediários.

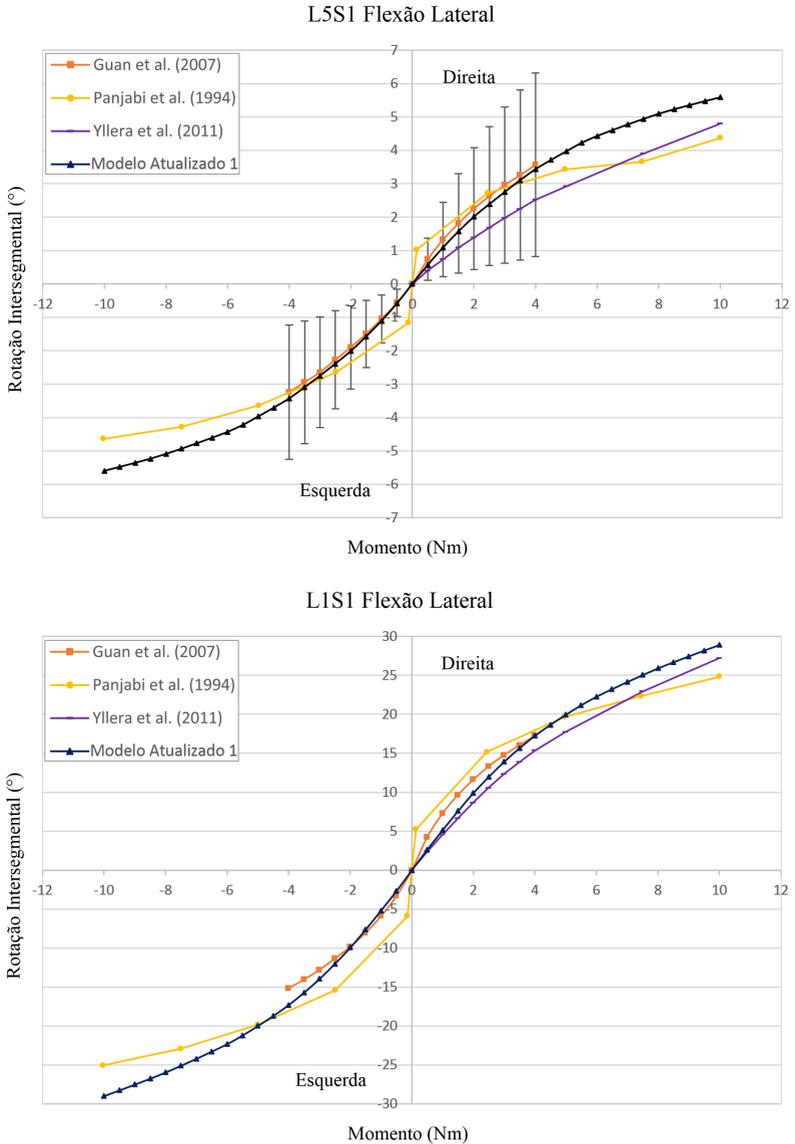


Figura 29 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão lateral dos segmentos vertebrais mais caudal e da coluna lombar.

3.1.2 Calibração - Obtenção do Modelo Atualizado 2

O processo de calibração das propriedades dos ligamentos é feito manualmente através dos seguintes critérios:

- As curvas força-deslocamento de cada ligamento dos segmentos L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5 e L5-S1 são ajustadas utilizando a curva força-deslocamento do correspondente ligamento do segmento L4-L5 (calibrado com os testes de Heuer et al. (2007)) multiplicada por um coeficiente de calibração. Uma segunda forma de tratamento é a translação da curva força-deslocamento dos ligamentos sobre o eixo dos deslocamentos. Assim, o ligamento começa a oferecer resistência antes ou depois de um determinado instante de rotação.
- As propriedades dos ligamentos devem estar dentro do intervalo fisiológico e de preferência próximo à média pois deseja-se um modelo que represente uma coluna padrão.
- Visando manter a consistência, as propriedades dos ligamentos do segmento L4-L5 são mantidas fixas ou uma leve modificação é realizada de modo que não afete significativamente a sua calibração.
- As rigidezes dos ligamentos que possuem a mesma função são aumentadas ou diminuídas em uma proporção próxima ou igual evitando assim a sobrecarga de um ligamento em detrimento de outro. Por exemplo, se o objetivo é aumentar o movimento intersegmental, a rigidez do ligamento SSL no segmento L3-L4 pode ser reduzida desde que isso ocorra na mesma ou em uma proporção próxima para os ligamentos FL e PLL pois todos têm a mesma função que é oferecer resistência na flexão. Portanto, os coeficientes multiplicadores devem ser iguais ou próximos neste caso.

Este processo requer várias iterações e a dificuldade reside em obter uma configuração de propriedades consistente com as fornecidas pela literatura e que ao mesmo tempo forneça bons resultados. Os ligamentos calibrados juntamente com a justificativa são descritos a seguir. Adicionalmente, as curvas dos ligamentos obtidas ao final da calibração são representadas pelas Figuras 30, 31, 32 e 33. Nota-se que as rigidezes dos ligamentos aumentam suavemente do segmento L5-S1 em direção ao segmento mais cefálico visto o fato que a redução da

quantidade de movimento intersegmental com a aplicação de momento puro no plano sagital ocorre no mesmo sentido. Por uma questão de organização e para tornar a tarefa mais amena ao leitor, somente as curvas rotação-momento do final de todo o processo de calibração que inclui ajustes das facetas articulares são apresentadas, as quais estão no final desta seção.

1. Ligamento SSL: O segmento L5-S1 ficou isento deste ligamento visto o fato que estudos anatômicos (HEYLINGS; BIOLOGY; VICTORIA, 1978) mostraram que este ligamento não se estende para baixo da vértebra L5 (BOGDUK, 2005). Adicionalmente, as suas curvas força-deslocamento dos demais segmentos foram transladas 1 mm para a direita por três motivos principais:
 - Pela análise dos resultados de Heuer et al. (2007), conclui-se que o SSL não oferece resistência significativa até a aplicação de momento de 1 Nm pois o corte deste ligamento resultou em um aumento de somente $0,04^\circ$ para o valor de carga mencionado.
 - É o ligamento que, além de possuir o maior braço de alavanca, mais oferece força de tração durante o modo de flexão. De fato, pela análise do segmento L4-L5 sob 10 Nm em flexão pode-se dizer que enquanto o ligamentos CL e o ligamento ISL oferecem forças resistivas de respectivamente 54 N e 16 N, o SSL oferece 72 N.
 - Analisando o gráfico da Figura 22 para o caso de flexão nota-se que para momentos superiores a 3 Nm a curva obtida na simulação feita por Yllera et al. (2012) fica abaixo da curva de Heuer et al. (2007). Portanto, um relaxamento das forças deste ligamento é bem vinda, principalmente no início da rotação das vértebras. Por outro lado, leva-se em consideração as restrições no sentido que o SSL deve oferecer mais resistência à flexão que o ISL e portanto, evita-se realizar mudanças demasiadas nas curvas deste ligamento.
2. Ligamento PLL dos segmentos L1-L2, L2-L3, L3-L4 e L5-S1: Adição da coordenada (0,-1) nas tabelas do Abaqus para que este ligamento não ofereça nenhuma resistência à compressão, característica do segmento L4-L5. Isso se justifica pelo fato que, nos testes de Heuer et al. (2007), nenhuma mudança foi observada em extensão com o corte deste ligamento. Isto significa que este ligamento não oferece força quando seu comprimento é reduzido.

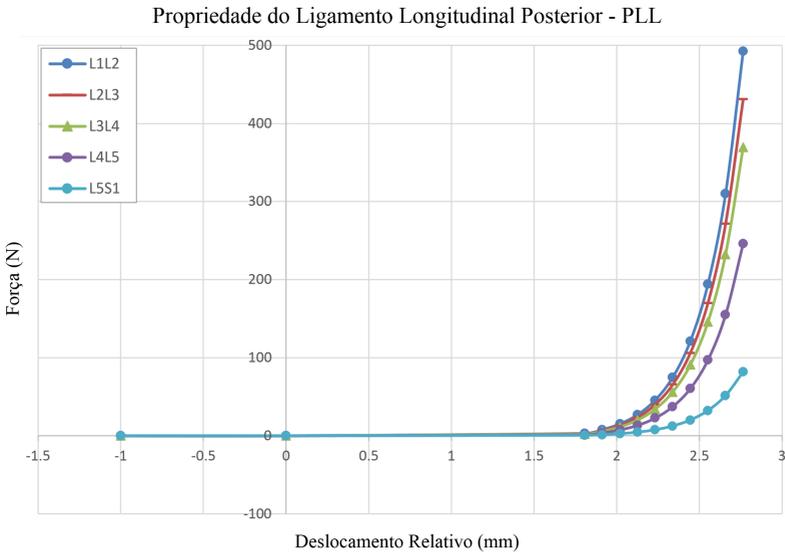
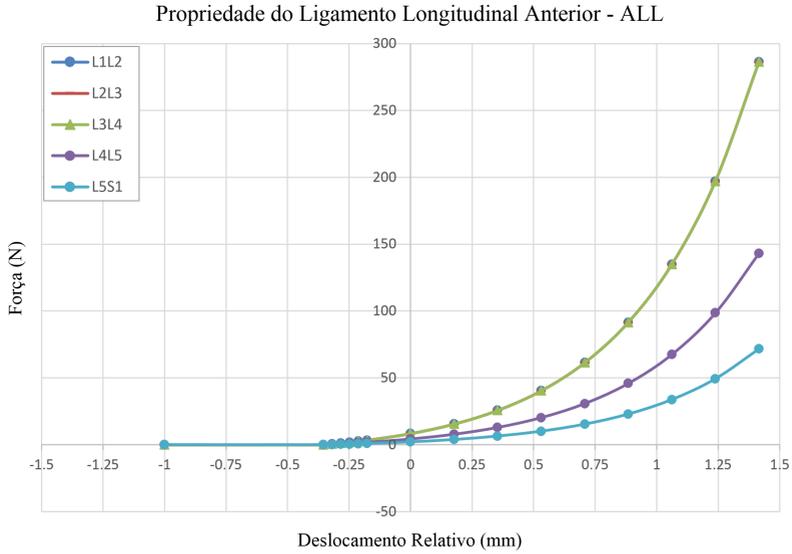


Figura 30 – Curvas força-deslocamento relativo do ligamento longitudinal anterior e ligamento longitudinal posterior após calibração. Os segmento L1-L2, L2-L3 e L3-L4 possuem os mesmos valores.

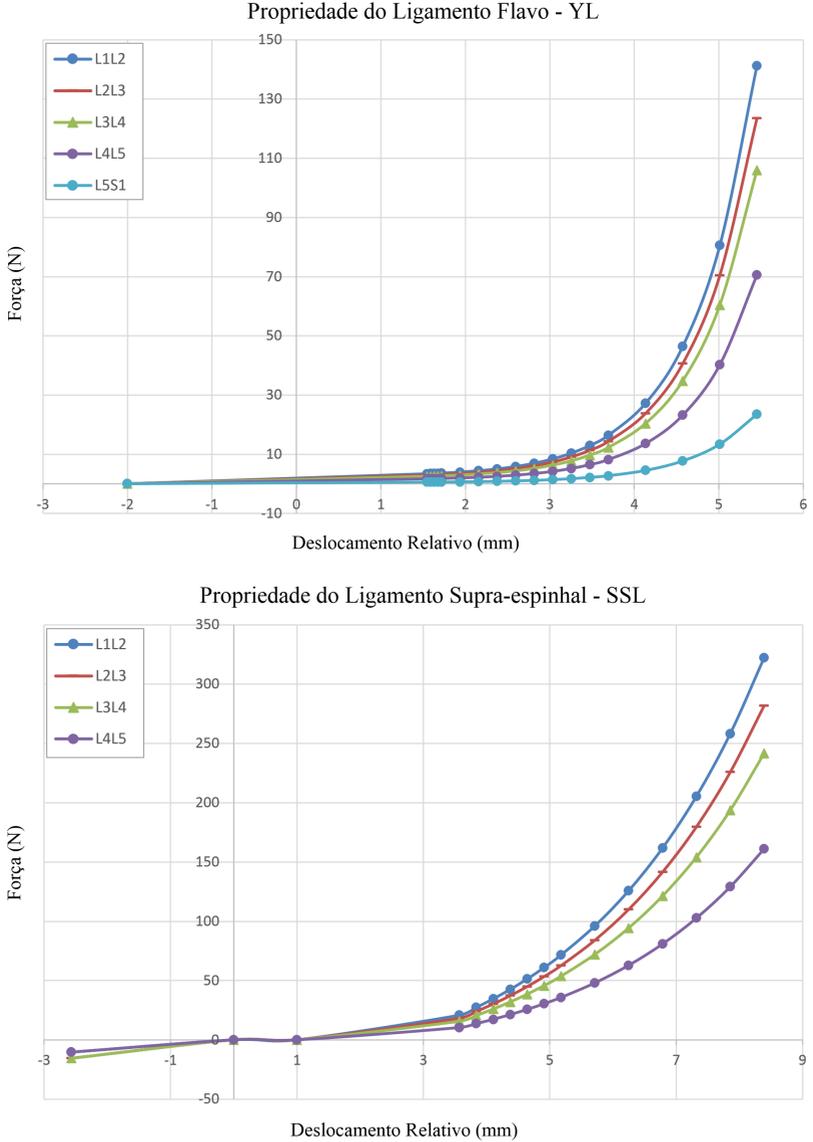


Figura 31 – Curvas força-deslocamento relativo do ligamento flavo e ligamento supra-espinal após calibração.

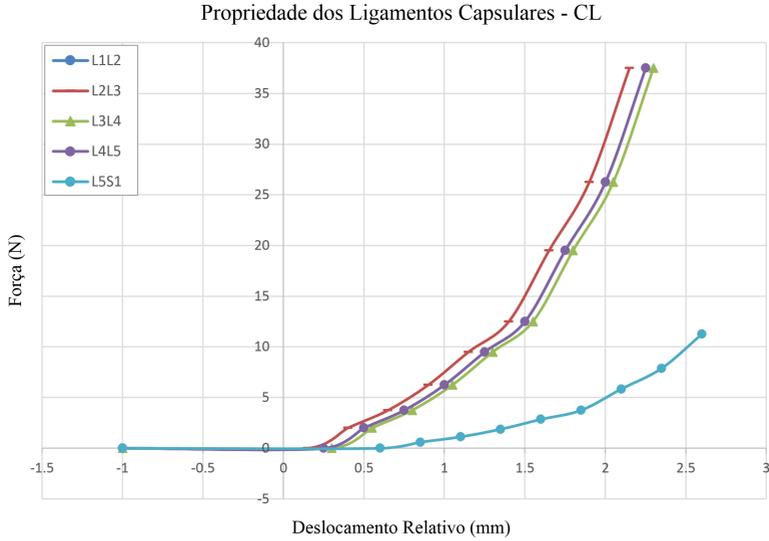


Figura 32 – Curvas força-deslocamento relativo do ligamento capsular e ligamento interespinhoso após calibração. As curvas do ligamento capsular nos segmentos L1-L2 e L4-L5 e as propriedades do ligamento interespinhoso nos segmentos L1-L2, L2-L3 e L3-L4 são iguais.

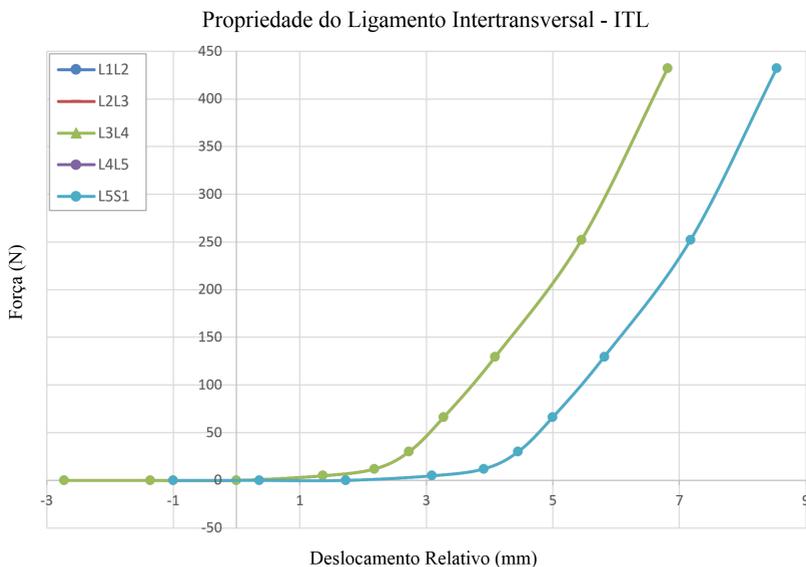


Figura 33 – Curvas força-deslocamento relativo do ligamento intertransversal. As curvas do ligamento intertransversal nos segmentos L1-L2, L2-L3 e L3-L4 e as propriedades do ligamento intertransversal nos segmento L4-L5 e L5-S1 são iguais.

3. Ligamento CL do segmento L4-L5: Relaxamento das forças com a translação da curva força-deformação de 0,25 mm para a direita. Deste modo, para um mesmo momento este ligamento oferece menor resistência e, pelo fato de estar localizado na parte posterior ao corpo vertebral, as curvas de flexão para o segmento L4-L5 melhoram levemente.
4. Ligamento ISL do segmento L5-S1: Deslocamento de 0,7 mm da curva força-deformação para a direita pela mesma justificativa da calibração do ligamento CL.
5. Ligamento PLL e FL do segmento L5-S1: As coordenadas das forças da curva força-deformação ficaram com um terço da força do L4-L5 mantendo o mesmo deslocamento afim de deixá-la mais próxima à média do intervalo fisiológico.
6. Ligamentos PLL, FL e SSL do segmento L2-L3: As coordenadas das forças foram multiplicadas por 1,75 em relação aos dados do

segmento L4-L5 visando aumentar a rigidez e diminuir o movimento deste segmento na flexão.

Após realizar ajustes nos ligamentos, as facetas articulares foram calibradas através da translação da curva tensão-deformação (Figura 19). O ajuste foi feito de tal modo que os valores das forças de contato aproximam aos resultados de Niosi et al. (2008), ou seja, 13,5 N em extensão e quase nulos em flexão quando a coluna está sob a aplicação de um momento igual a 7,5 Nm. Devido ao fato que eles caracterizaram as forças somente das facetas do segmento L3-L4 e a literatura carece de dados para os demais segmentos, preferiu-se ajustar as forças facetárias dos demais segmentos com valores próximos.

As Figuras 34 e 35 mostram os resultados numéricos obtidos para o caso de extensão e flexão lateral para a direita, respectivamente. As forças facetárias são nulas na flexão pois, diferentemente da extensão, as suas superfícies se afastam com o aumento do momento. De forma similar acontece no caso de flexão lateral à direita, onde as facetas da esquerda se afastam resultando em forças nulas enquanto que as facetas do lado oposto se aproximam. Todas as curvas dos gráficos representam a aplicação de momento puro no topo da vértebra L1 e manutenção do sacro fixo com exceção daquelas que apresentam legendas com o nome Niosi et al. (2008). Nestes casos o platô inferior da L5 está fixo e momento puro é aplicado no topo da L2 sem a presença dos ligamentos capsulares do segmento L3-L4 visando representar fielmente os testes de Niosi et al. (2008).

Existe uma diferença das forças articulares para o mesmo segmento devido a não simetria da malha porém os seus valores são próximos. Os resultados numéricos para a extensão e flexão concordam com os resultados experimentais mencionados e portanto a calibração foi efetiva. Para a flexão lateral, enquanto Niosi et al. (2008) obtiveram 16 ± 14 N na faceta direita e 11 ± 11 N na faceta esquerda, o modelo apresenta um valor de aproximadamente 11 N, o que representa um bom resultado. Pode-se concluir que os ligamentos capsulares não interferem significativamente nas forças facetárias devido a proximidade das curvas L3-L4 com e sem estes ligamentos.

As curvas rotação intersegmental versus momento obtidas ao final da calibração das propriedades dos ligamentos e das facetas articulares (modelo atualizado 2) são mostradas nas figuras 36, 37 e 38. Nota-se que os resultados numéricos se aproximaram dos dados experimentais gerando resultados muito bons para todos os segmentos. Os resultados da flexão lateral praticamente não diferem daqueles encontrados anteriormente, representados nas Figuras 27, 28 e 29. Desta

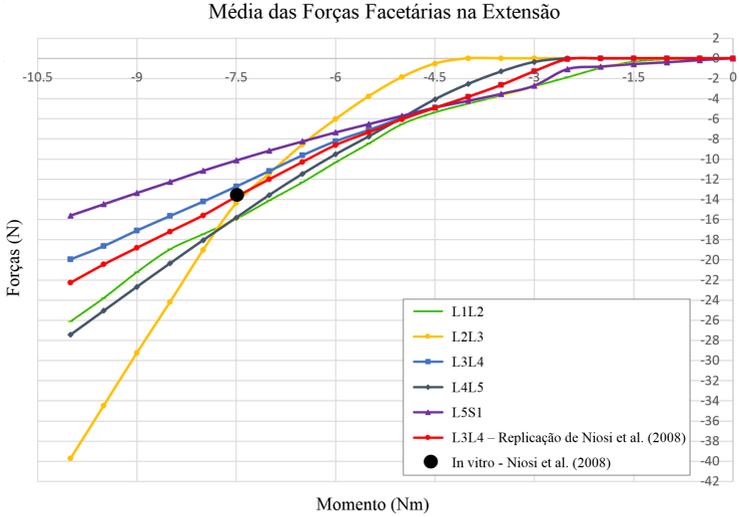


Figura 34 – Média das forças facetárias durante a aplicação de momento puro na extensão após calibração.

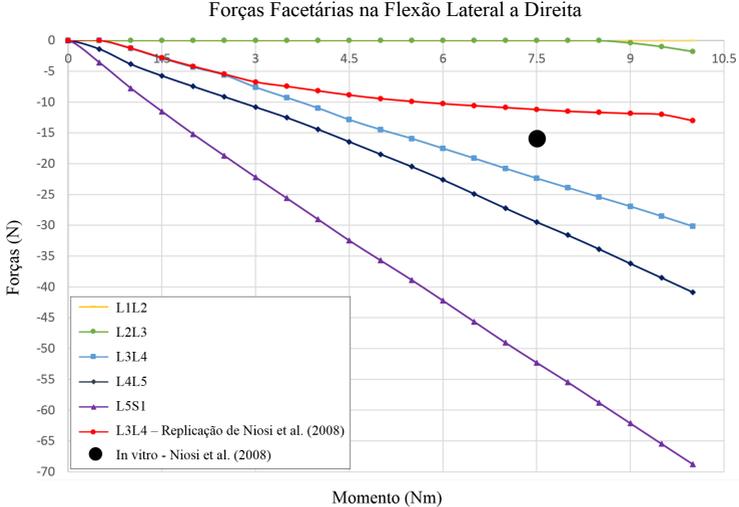


Figura 35 – Forças facetárias durante a aplicação de momento puro na flexão lateral a direita após calibração.

forma, apesar da modificação das propriedades dos ligamentos e das facetes articulares os resultados para essa direção de cargas se mantêm dentro do desvio padrão e próximos dos dados *in vitro*. Para a rotação axial há uma pequena mudança nos resultados em comparação com o modelo inicial. Os gráficos para esta direção de carga juntamente com notas esclarecedoras se encontram no Apêndice A.2.

O segmento L5-S1 possui grande flexibilidade no plano sagital durante a aplicação de momento puro e, por se localizar na extremidade inferior, pode influenciar significativamente na cinética dos demais segmentos. Por estas razões e pelo fato de possuir dados experimentais deste segmento com cargas que se aproximam das condições fisiológicas, uma nova verificação foi realizada seguindo os testes de Voronov et al. (2009). Para tal, a carga seguidora foi implementada através de um conector que passa pelos centros dos corpos vertebrais e que durante a simulação, se comprime oferecendo uma força de 400 N. O momento foi aplicado da mesma forma que descrito anteriormente. A Figura 39 mostra os resultados obtidos, os quais são muito bons para flexão e razoáveis para a extensão. Uma diferença de resultados é esperado devido a variabilidade das amostras e o fato de que o modelo foi calibrado com outros testes *in vitro*. Porém, as tendências das curvas obtidas são similares.

Para preparação do modelo para as próximas simulações, o ligamento iliolumbar foi adicionado no mesmo conforme a Tabela 3 e a Figura 20. Durante as simulações, todos os graus de liberdade das suas extremidades junto a pélvis são zerados pois o sacro também é mantido fixo. As suas propriedades foram obtidas por Yllera e Valiente (2011) seguindo resultados de testes *in vitro* de Yamamoto et al. (1989) e se encontram na Figura 40.

3.1.3 Considerações Finais

O modelo foi calibrado visando aproximar os resultados numéricos com os resultados experimentais. Esse processo compreendeu a modificação das propriedades dos ligamentos (curvas força-deslocamento relativo) além da distância em que as facetes começam a estabelecer contato. Os ligamentos foram calibrados seguindo critérios rigorosos que garantem um compromisso com as propriedades provenientes da literatura e de uma forma consistente para evitar prejudicar a calibração do segmento L4-L5. Como é difícil obter um modelo que apresente resultados excelentes em todas as direções de carga, deu-se prioridade

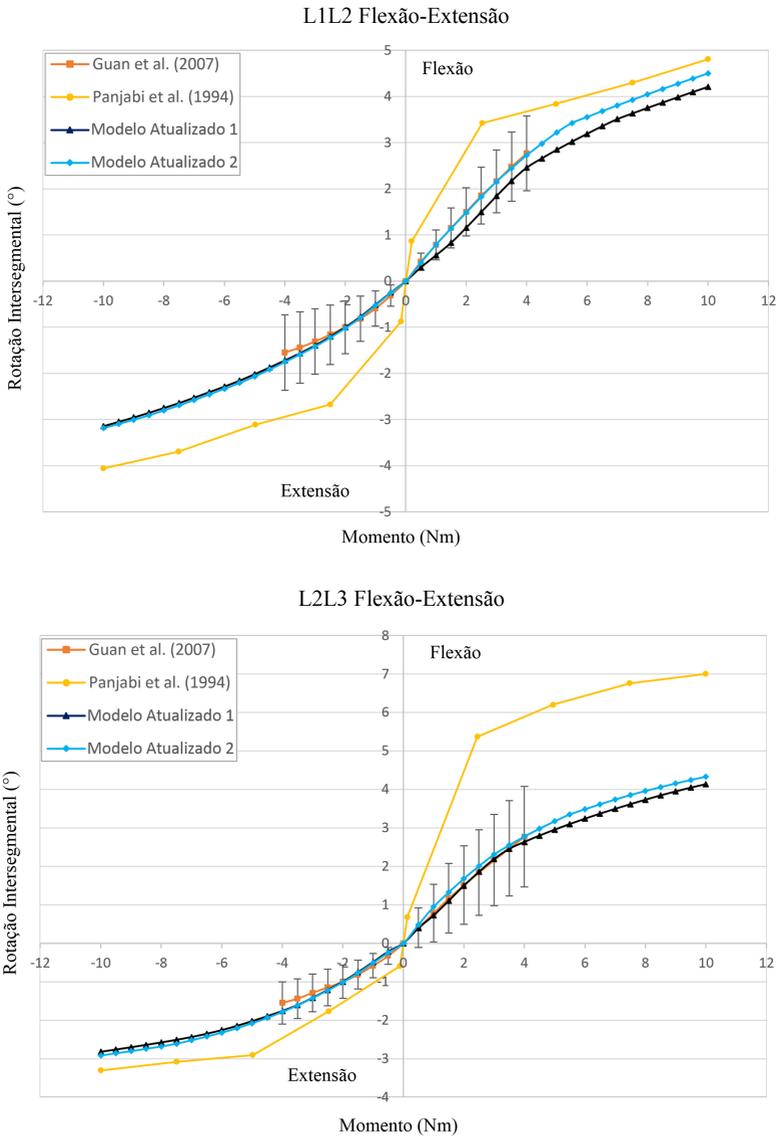


Figura 36 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais mais cefálicos após calibração.

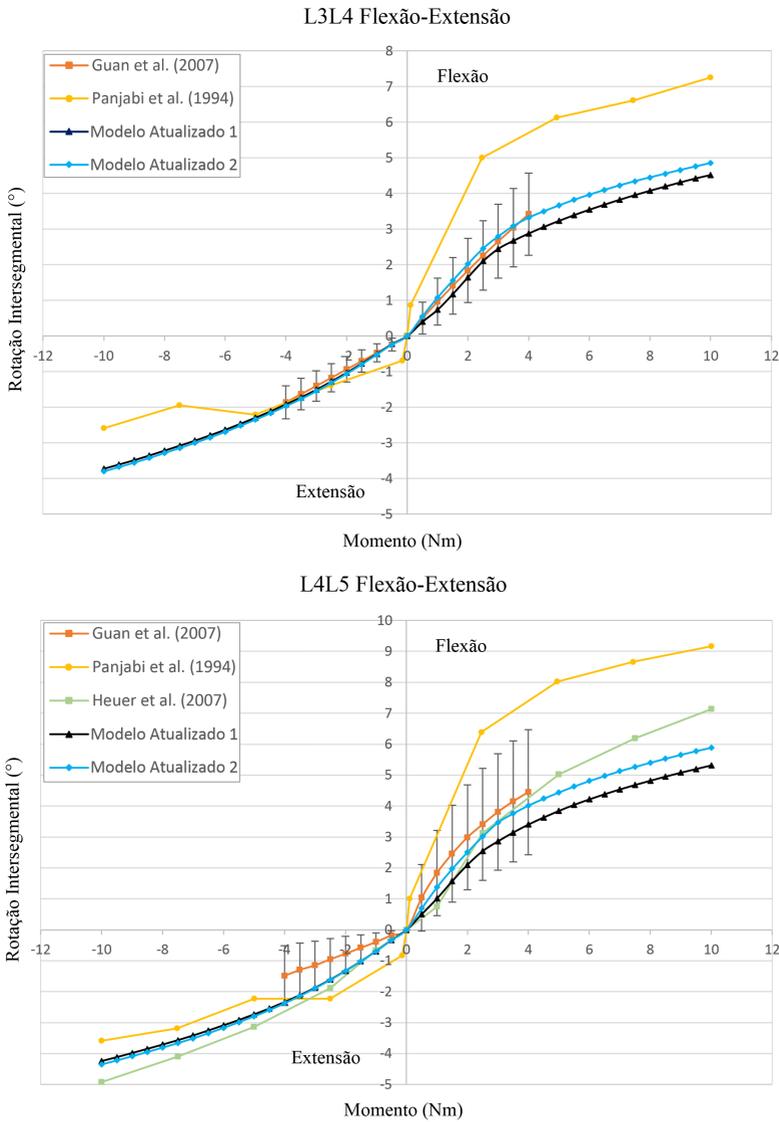


Figura 37 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais intermediários após calibração.

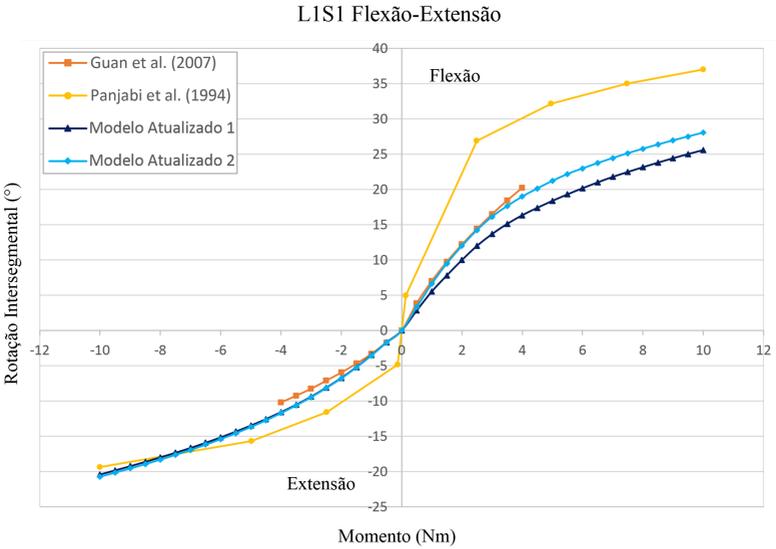
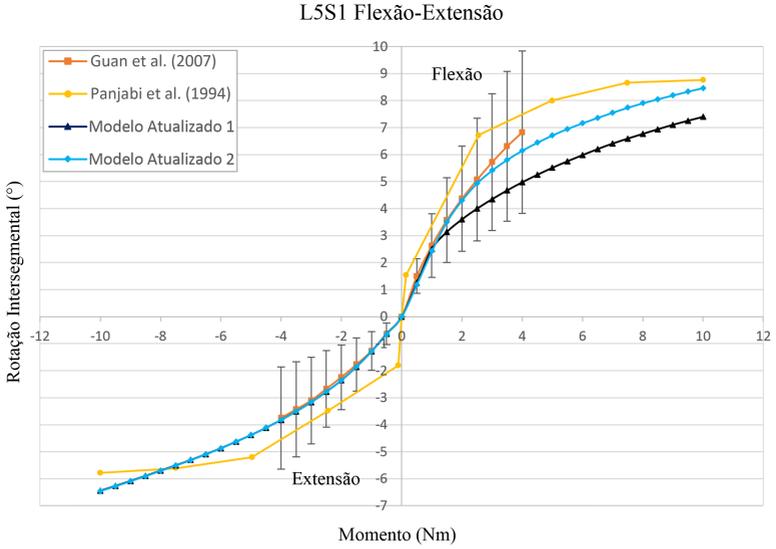


Figura 38 – Curva rotação intersegmental versus momento para flexão-extensão dos segmentos vertebrais vertebrais mais caudal e da coluna lombar após calibração.

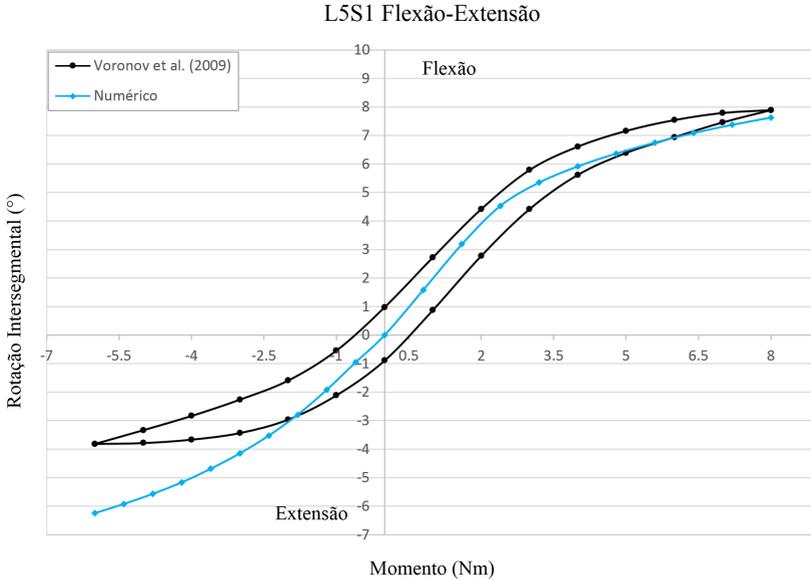


Figura 39 – Curvas rotação intervertebral versus momento para o segmento L5-S1.

a flexão e extensão seguida da flexão lateral. Os resultados numéricos para estas direções mostraram uma boa conformidade com os resultados experimentais pois todos os segmentos apresentam uma cinética dentro do desvio padrão e próximas da média de valores medidos experimentalmente. O mesmo pode ser afirmado para as facetas do segmento L3-L4. Faltou confrontar dados das forças facetárias dos outros segmentos pelo fato da literatura carecer de testes com medições destas forças sob a aplicação de momento puro. Contudo, as forças facetárias estão na mesma ordem de grandeza do segmento calibrado e portanto, devem estar próximas a realidade. Deste modo, pode-se concluir que tanto o método quanto a calibração foram efetivos e o modelo foi validado.

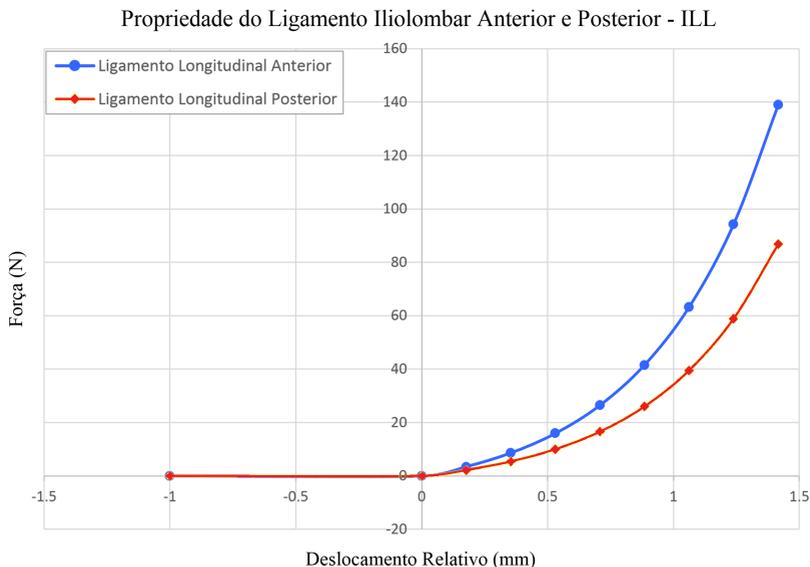


Figura 40 – Curvas força-deslocamento relativo do ligamento iliolombar após calibração. Fonte: Adaptada de Yllera e Valiente (2011).

3.2 MODELO DE COLUNA LOMBOSSACRAL SEM PATOLOGIA

Nesta seção as cargas que atuam no corpo humano são implementadas no modelo visto o fato que a aplicação de momento puro ou uma carga vertical fora do eixo instantâneo de rotação da coluna como feita por Akamaru et al. (2003) parece ser insuficiente para simular as condições reais em que a coluna está submetida. Porém, antes da inserção destas condições de contorno, alguns parâmetros de equilíbrio espinhal foram aplicados de modo a representar um equilíbrio fisiológico das curvas espinhais levando em consideração estudos sobre equilíbrio espinopélvico como o de Schwab et al. (2006), Lafage et al. (2008) e Vialle et al. (2005).

A Figura 7 mostra os valores definidos para posicionar a coluna lombossacral na posição neutra. A inclinação sacral (*sacral slope*) ficou igual a 37° permitindo o centro do corpo da vértebra L1 ficar verticalmente alinhado com o centro do platô do sacro. Adicionalmente, a inclinação pélvica foi imposta com um valor de 13° . Consequentemente, a incidência pélvica, dada pela soma destes valores, tornou-se

igual a 50° . Como o modelo contempla uma lordose lombar de $45,2^\circ$, o valor da incidência pélvica definido é consistente a realidade pois este deve ficar por volta da lordose lombar mais 0 a 10° . Ainda, tem-se uma projeção pélvica de 29,89 mm e o centro de gravidade do corpo fica alinhada com o centro de rotação do quadril.

Um ponto de referência localizado no centro de rotação do quadril foi adicionado e acoplado com a superfície inferior do sacro da mesma forma que foi realizado com o platô da vértebra L1, conforme mostra a Figura 41. Isso serve para representar a pelve, uma estrutura rígida que está solidaria ao sacro. A montagem de um ponto físico no modelo numérico ancorado no centro de rotação da pelve facilita a obtenção dos momentos realizados pelos músculos da pelve para manter a coluna naquela angulação de base.

Na parte superior, acoplada ao platô superior da vértebra L1 se faz uso de barras visando a aplicação das cargas musculares e gravitacional. Elas são modeladas com elementos rígidos utilizados para transmitir as forças que são aplicadas de forma similar as de Wilke et al. (2003) e Rohlmann et al. (2006). A Figura 41 mostra a posição da coluna lombar e a direção das cargas para a posição neutra.

As configurações de carga utilizadas por Rohlmann et al. (2006) que trouxeram uma boa conformidade entre os resultados numéricos e os resultados *in vivo* envolviam uma carga seguidora de 200 N e portanto, esta é incluída no modelo através de um conector que passa no meio do corpo vertebral de cada vértebra e visa representar os músculos locais. Outro dado utilizado tanto por Rohlmann et al. (2006) quanto por Zander et al. (2006) é uma carga de 260 N representando o peso gravitacional que é contemplado no modelo por uma carga situada no centro de gravidade conforme mostra a Figura 41. Destaca-se que o modelo não contempla nenhuma força que represente a pressão intra-abdominal e que foi implementada no modelo de Rohlmann et al. (2006) pois, segundo eles, esta carga não influencia os parâmetros medidos *in vivo* e portanto, pode ser omitida.

O movimento do tronco humano no plano sagital é dado pela soma do movimento da coluna juntamente com a pelve, a qual rotaciona sobre a articulação do quadril e conseqüentemente, modifica a posição do sacro. Baseado em seus resultados, Rohlmann et al. (2006) relatam que para a flexão, uma boa concordância foi alcançada somente para as proporções de rotação de $2/3$ para o quadril e $1/3$ para a coluna lombar. Eles também usaram a proporção de $1/3$ para o quadril e $2/3$ para o caso de 15° de extensão. Angulações maiores foram testadas por Zander et al. (2006) que utilizaram 10° para o quadril e 15° para

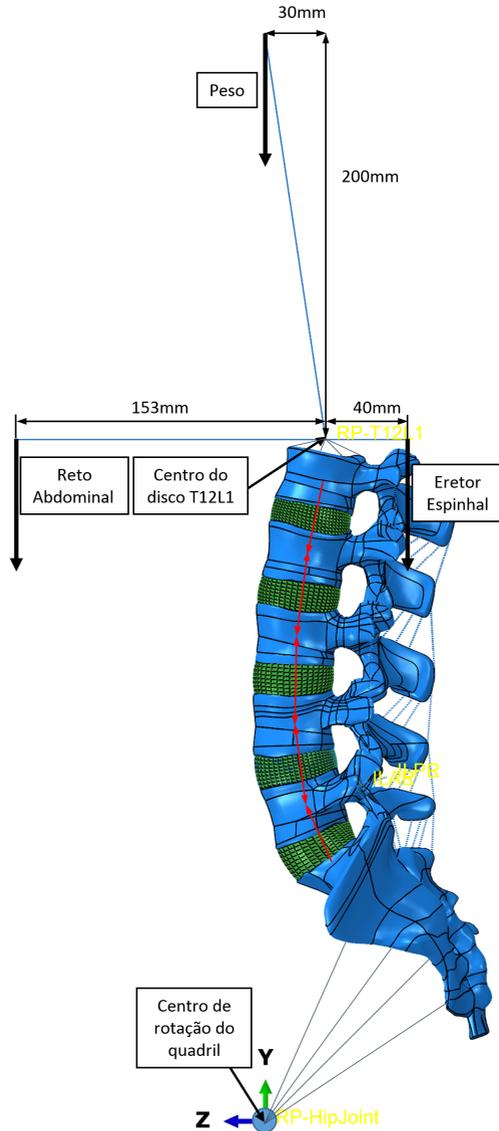


Figura 41 – Implementação das cargas musculares e peso corporal para a posição neutra. A linha que passa pelos centros dos corpos vertebrais representa a carga seguidora.

a coluna lombar no caso de 25° de extensão total.

Analisando os gráficos das Figuras 14 e 15 pode-se afirmar que uma carga de aproximadamente 15 N para o reto abdominal fornece uma boa concordância entre os resultados analíticos e os resultados *in vivo* para os casos da coluna na posição neutra e 15° de flexão total. Para os casos de flexão maiores que 30° de flexão total pode-se admitir que o reto abdominal não fornece nenhuma força significativa assim como ocorre para o eretor da espinha nos casos de extensão.

Quando uma pessoa flexiona ou estende a coluna, a força gravitacional mantém a sua posição em relação ao centro do disco T12-L1 fixa e sempre mantém uma direção vertical em relação a superfície horizontal do solo. Em contrapartida, as forças do eretor da espinha e do reto abdominal mudam de direção. Elas são implementadas de forma que ficam sempre perpendiculares a barra rígida criada conforme a Figura 41, definida como horizontal apenas para a posição neutra. Deste modo, na simulação de flexão com 5° da coluna e 10° do quadril, por exemplo, as forças do eretor espinhal e do reto abdominal formam um ângulo de 15° com a vertical. Adicionalmente, o braço de alavanca destas forças no modelo é mantido sempre constante.

O método aplicado para a estimativa dos valores das cargas musculares é feito de forma similar aos trabalhos de Wilke et al. (2003) e de Rohlmann et al. (2006), e consiste nos passos a seguir. A Figura 42 auxilia no entendimento deste método e mostra as imagens obtidas em cada passo durante a simulação de 30° de flexão da coluna vertebral.

1. Todas as estruturas do modelo são rotacionadas até a inclinação sacral desejada visando representar a rotação da pelve.
2. Uma rotação prescrita é aplicada na vértebra L1, representando a angulação desejada da coluna, enquanto o sacro é mantido fixo.
3. As cargas conhecidas referentes ao peso e as cargas musculares são aplicadas produzindo variações no momento de reação no topo da vértebra L1.
4. O momento de reação no topo da vértebra L1 é zerado mediante a calibração da força do eretor da espinha (nos casos de flexão e posição neutra) ou pela variação da força do reto abdominal (nos casos de extensão).

A Tabela 6 mostra os valores referentes as forças musculares e a posição do centro de gravidade em relação ao centro de rotação do quadril obtidos após a aplicação deste método para diferentes inclinações

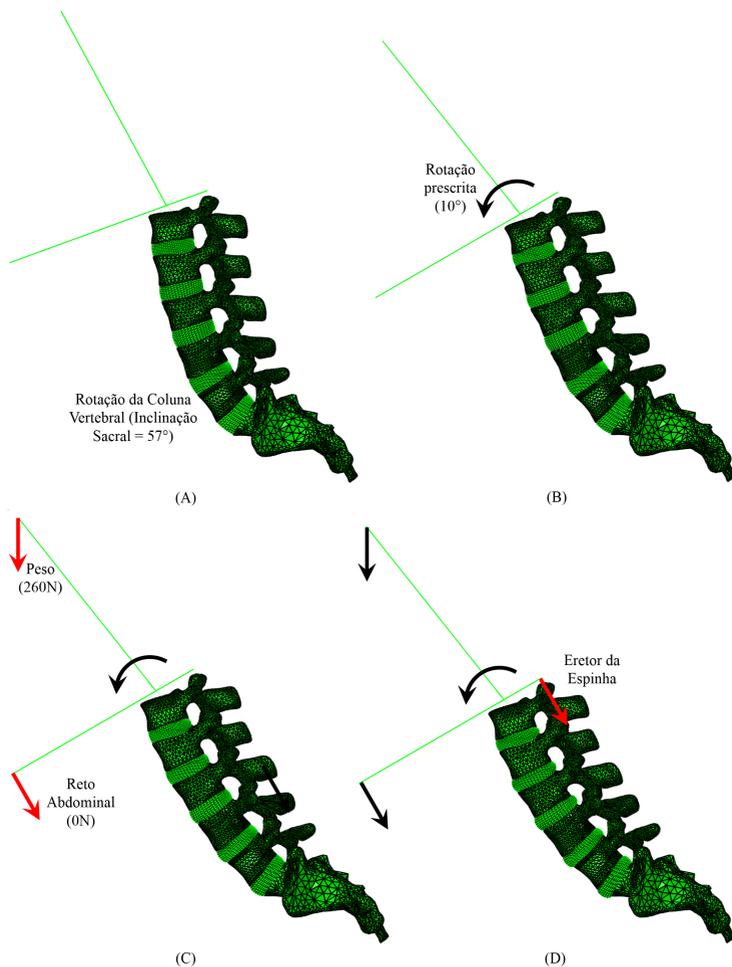


Figura 42 – Esquema do método utilizado para determinação das cargas musculares. A Figura representa o caso de 30° de flexão (10° da coluna + 20° do quadril). Os passos englobam: (A) Rotação do modelo; (B) Início da simulação com uma rotação prescrita na vértebra L1 e sacro fixo; (C) Aplicação do peso e das cargas musculares conhecidas; (D) Zeragem do momento de reação criado na vértebra L1 através da aplicação do eretor da espinha.

sacrais. Pode-se concluir que durante o aumento de flexão da coluna lombossacral a força da musculatura eretora aumenta. O mesmo ocorre

com a força da musculatura abdominal durante o aumento de extensão. Isso ocorre pois, durante o movimento da coluna lombossacral, o centro de gravidade se desloca causando uma mudança no braço da alavanca da força peso seguida de uma instabilidade na estrutura. Em consequência, a força dos músculos do lado oposto a este deslocamento aumenta com o objetivo de compensar e manter o equilíbrio do corpo.

O mesmo pode-se dizer sobre a musculatura do quadril que deve ser variada fornecendo um momento indicado na Tabela 6. Este valor foi calculado pela multiplicação da força peso e o seu braço da alavanca que corresponde a distância horizontal do centro de gravidade em relação ao centro de rotação do quadril.

A Figura 43 ilustra imagens da coluna vertebral sob a aplicação das forças musculares nas diversas posições angulares testadas (30° de flexão, 15° flexão, posição neutra, 15° extensão e 25° de extensão total). Os pontos abaixo do sacro indicam o eixo de rotação do quadril. Nota-se que o centro de gravidade localizado na extremidade superior se desloca significativamente na direção horizontal o qual gera a instabilidade mencionada. O momento gerado pela força peso é tão grande que para estabilizar a coluna é necessário forças próximas ao seu valor ou significativamente maiores como é o caso do 30° de flexão total onde a força do eretor da espinha é 4,4 vezes maior que a força peso. Por esta razão é importante incluir estas forças nas análises com modelos da coluna vertebral. Por outro lado, nota-se que na posição neutra as forças musculares não são grandes justamente porque o centro de gravidade está próximo ao centro de rotação da coluna. O mesmo pode ser dito para as posições de extensão devido ao fato que o reto abdominal possui um braço de alavanca grande o que garante a aplicação de momentos elevados.

A Figura 44 mostra as rotações vertebrais para os ângulos sagittais testados. Os dados são dispostos em função da coluna vertebral na posição neutra sob a aplicação das cargas musculares e em relação a um referencial fixo no espaço. Valores positivos indicam flexão e valores negativos indicam extensão. Como esperado, todas as vértebras se flexionam na flexão e se estendem na extensão.

Outra forma de analisar a cinética da coluna vertebral é através das rotações intervertebrais, ou seja, pela análise da posição rotacional da vértebra em relação a sua vértebra adjacente. A Figura 45 mostra os dados obtidos do modelo, os quais estão dispostos em função da coluna vertebral na posição neutra sob a aplicação das cargas musculares. Um valor positivo indica que o segmento se “abriu”, ou seja, a vértebra superior se estendeu mais que a vértebra inferior e vice-versa.

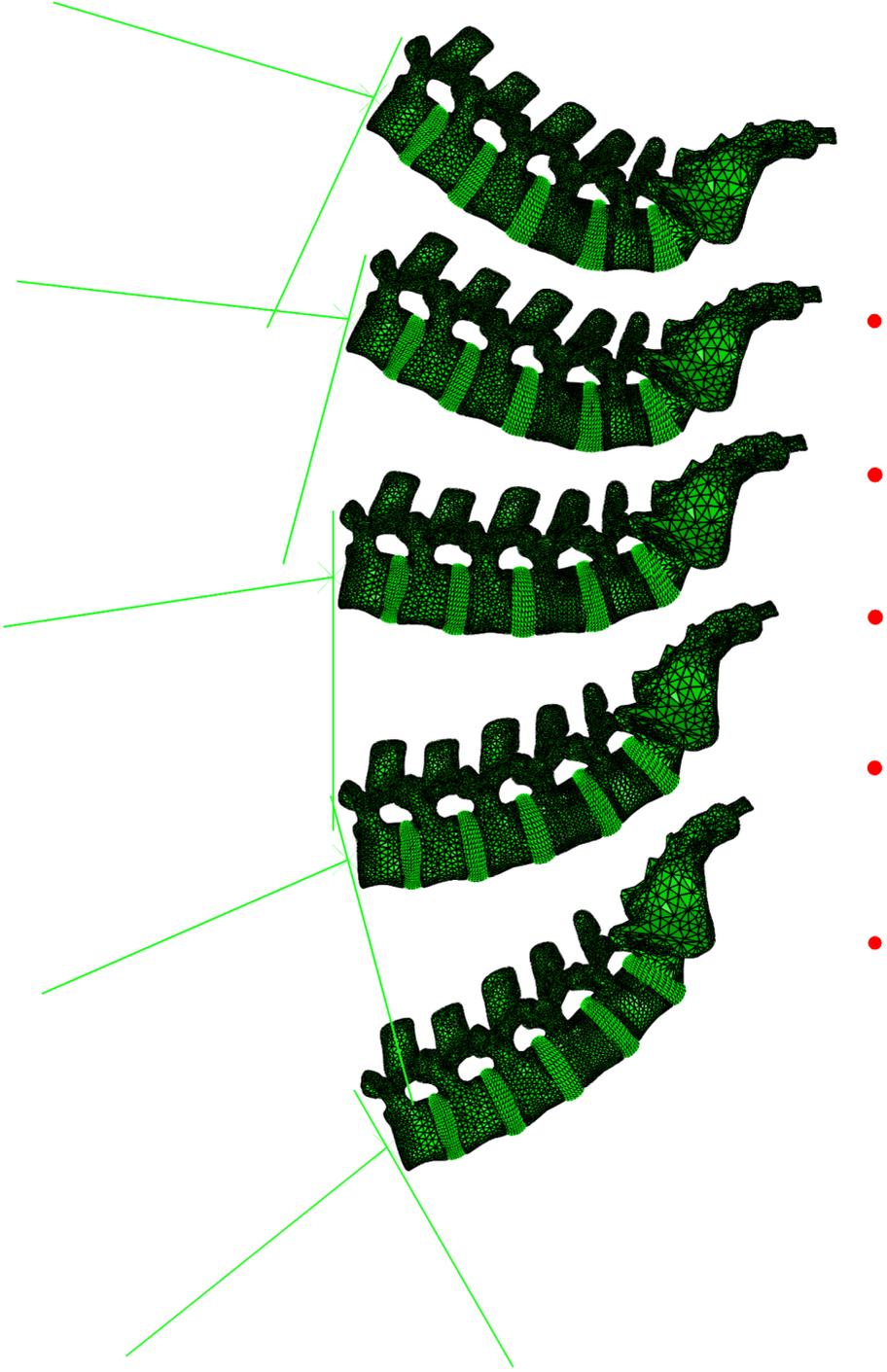


Figura 43 – Coluna sob cargas fisiológicas em 30° e 15° de flexão, posição neutra, 15° e 25° de extensão total.

Tabela 6 – Forças musculares definidas e calculadas além do deslocamento do centro de gravidade obtidos nas diversas posições sagitais testadas. Para todos os casos há uma carga seguidora compressiva de 200 N e uma força de 260 N que representa o peso. Os valores em negrito representam valores calculados numericamente.

Posição Testada	25° Extensão	15° Extensão	0° Neutro	15° Flexão	30° Flexão
Inclin. Sacral	27°	32°	37°	47°	57°
Rotação L1	15°	10°	0°	5°	10°
Reto Abdominal (N)	165,65	91,39	15	15	0
Eretor da Espinha (N)	0	0	202,40	748,07	1134,00
Posição do C. de Gravidade (mm)	-191,99	-116,77	5,75	136,10	249,22
Momento do Quadril (Nm)	-49,92	-30,36	1,50	35,39	64,80

Os segmentos L4-L5 e L5-S1 apresentam rotações maiores pois possuem ligamentos com rigidezes menores.

Os testes *in vivo* mostram que para um movimento normal no plano sagital os segmentos se “fecham” durante a flexão e se “abrem” durante a extensão quando a coluna parte da posição neutra. De uma forma global, isso ocorre com todos os segmentos do modelo, exceto o segmento L1-L2 que apresenta um movimento ao contrário do esperado. Isso se justifica pelo fato que as forças musculares foram implementadas de forma muito simples e portanto, torna-se difícil adquirir valores bastante próximos da realidade. A musculatura eretora no corpo humano, por exemplo, é feita de diversos feixes segmentares que irradiam das vértebras com angulações características para cada segmento. Portanto, no modelo, elas deveriam ser formadas por vários vetores em vez de um único vetor posicionado sobre a vértebra L1. Por outro lado, vale destacar que estas condições de contorno parecem ser mais próximas as condições reais do que a aplicação de momento puro.

É interessante focar a análise no segmento L4-L5 pois este passou por uma calibração mais precisa, o modelo prevê um movimento parecido ao que ocorre na realidade e é uma região comum de dores e

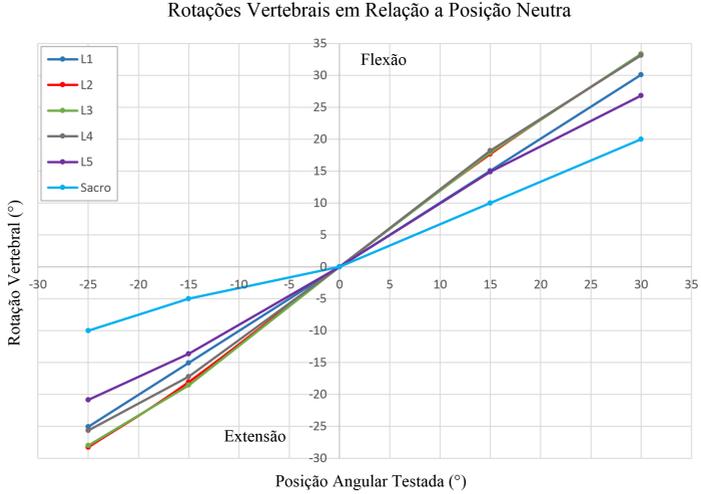


Figura 44 – Rotações vertebrais obtidas para os ângulos sagitais testados. Valores positivos indicam flexão e valores negativos indicam extensão.

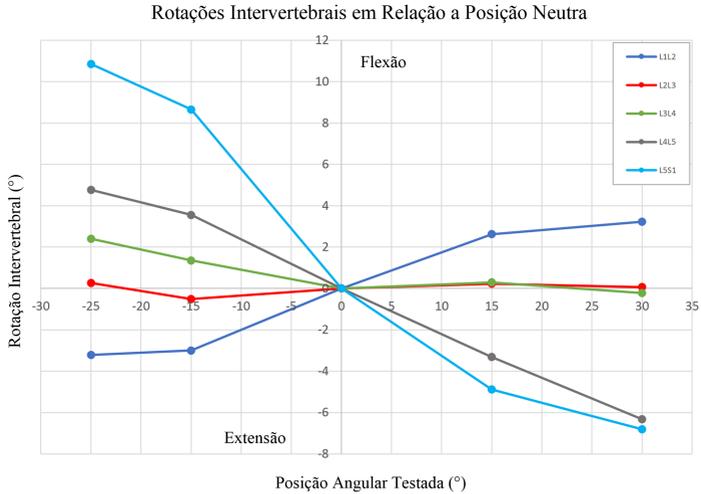


Figura 45 – Rotações Intervertebrais obtidas nos ângulos sagitais testados. Valores positivos indicam flexão (“abertura do segmento”) e valores negativos indicam extensão (“fechamento do segmento”).

patologias. A Figura 46 indica a distribuição das pressões no disco L4-L5 nas posições de 30° de flexão total e 25° de extensão total. Pode-se notar que neste último caso, o disco intervertebral se encontra estendido e a parte posterior do disco possui pressões compressivas devido a aproximação das partes posteriores dos corpos vertebrais das vértebras L4 e L5 durante a simulação. Em contrapartida, a parte anterior do disco sofre uma leve tração apresentando assim, uma pressão negativa. O contrário, ocorre com a posição de 30° de flexão total onde a parte anterior do disco apresenta maiores pressões que a posterior. Em ambas os casos, há uma descontinuidade no campo de pressões na borda exterior do núcleo devido a diferença de material entre o núcleo e o anel fibroso. É notável que ocorre um abaulamento discal devido a alta pressão criada no interior do disco que dilata o anel fibroso tentando empurá-lo para as extremidades laterais.

A Figura 47 apresenta as pressões geradas no centro dos discos, ou seja, no mesmo local de medição realizados pelos testes *in vitro*. Os dados *in vitro* são para o disco L4-L5 nas posições sagitais. Nota-se que as pressões são bastante próximas para a flexão e a posição neutra enquanto que na extensão há uma diferença de aproximadamente 0,2 MPa. Os resultados numéricos também apresentam a mesma tendência que os resultados de Rohlmann et al. (2006), ou seja, a curva tem a forma de uma curva aproximadamente convexa onde o mínimo está próximo a posição neutra. As pressões intradiscas são maiores na flexão pois a carga muscular é maior nesta posição.

Nota-se que para todos os casos de extensão e flexão, o modelo numérico apresentou pressões inferiores as indicadas pela literatura. Isso ocorre devido ao fato que o modelo simulou uma carga peso de 260 N, a qual corresponde a um peso corporal de apenas 56 kg e, em contrapartida, o mesmo corresponde a uma coluna de uma pessoa com aproximadamente 75 kg. Um aumento da carga peso deve resultar em um aumento das forças musculares e conseqüentemente, da pressão intradiscal. Assim, os resultados numéricos podem atingir os resultados experimentais.

A Figura 48 ilustra uma média das forças facetárias de cada segmento. Nota-se que os valores variam em função da posição angular testada e do segmento. Isso ocorre pois os pares de facetas articulares apresentam geometrias diferentes ao longo da coluna vertebral e o modelo apresentou rotações intersegmentais e forças musculares distintas, variáveis que afetam significativamente as forças facetárias.

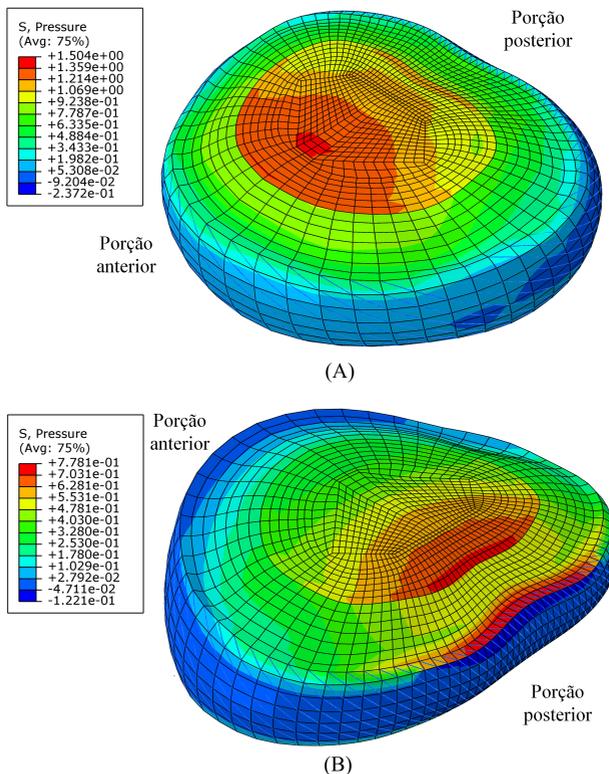


Figura 46 – Distribuição da pressão do disco L4-L5 nas posições de (A) 30° de flexão e (B) 25° de extensão total.

3.3 MODELOS DE COLUNA LOMBOSSACRAL COM ARTRODESE NO SEGMENTO L5-S1

Visando representar uma coluna vertebral após o tratamento cirúrgico de fusão no segmento L5-S1 algumas estruturas do modelo foram propositalmente danificadas da mesma forma que ocorre no processo cirúrgico. O disco intervertebral, as interações entre as facetas articulares e os ligamentos deste segmento foram removidos, com exceção dos ligamentos intertransversais e iliolumbares.

Um sistema de coluna (implante) formado por parafusos pediculares, barras longitudinais e espaçador foi inserido no segmento L5-S1 com manutenção da lordose do modelo inteiro, como mostra a Figura

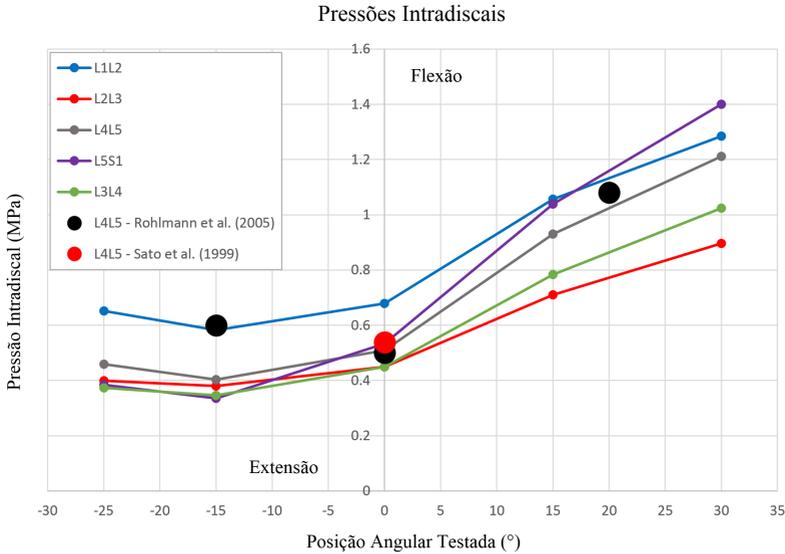


Figura 47 – Pressões geradas no centro dos discos em diferentes posições sagitais.

49 (A), (B) e (C). Os parafusos foram alinhados com o eixo do pedículo e com o platô inferior da vértebra L5 e o platô superior do sacro no plano sagital. O espaçador foi posicionado próximo a metade anterior dos corpos vertebrais.

As geometrias das partes do implante foram fornecidas por um fabricante de implantes e simplificadas visando evitar problemas de contato com as estruturas da coluna vertebral e diminuir detalhes da malha que não se traduzem em ganhos de informação relevante. Com base no diâmetro interno da rosca, o parafuso pedicular foi moldado na forma de um cilindro com diâmetro de 5,5 mm e comprimento de 45 mm. Com mesmo formato, a cabeça do parafuso ficou com diâmetro de 8,54 mm e comprimento de 15 mm. Na posição mencionada, os parafusos serviram para realizar o corte da vértebra e do sacro através da retirada de material situado na intersecção entre estas estruturas. De forma similar, o espaçador foi cortado utilizando o formato dos platôs vertebrais visando se encaixar perfeitamente e conseqüentemente, evitar oscilações demasiadas de contato durante simulação. Com o mesmo objetivo, os parafusos foram cortados com duas hastes de 5,5 mm de diâmetro após posicioná-las com seus eixos passando próximo aos cen-

Média das Foças Facetárias

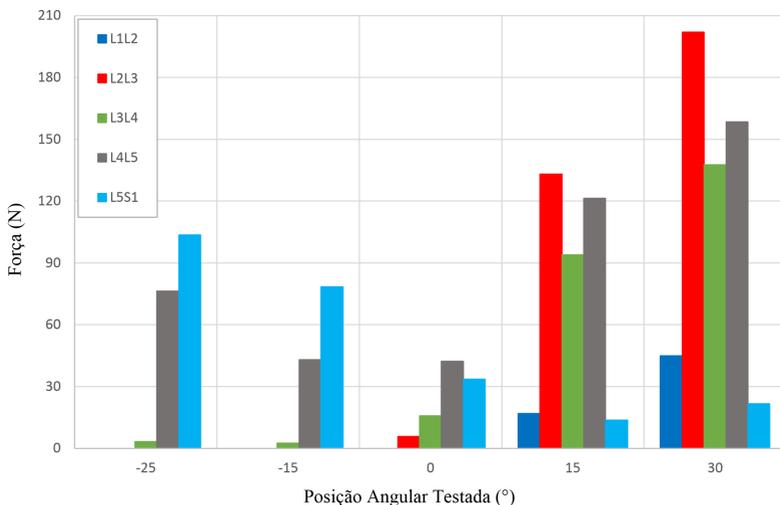


Figura 48 – Forças facetárias em diversos ângulos sagitais.

tros da cabeça de cada par de parafusos. Ao final, todas as estruturas ficaram posicionadas simetricamente ao plano sagital.

A Figura 49 (D) apresenta a malha gerada a partir da geometria do implante, a qual utiliza interpolação linear. Enquanto que cada parafuso possui em média 13000 elementos e 3000 nós, o espaçador apresenta 5942 elementos e 1564 nós, ambos tetraédricos do tipo C3D4. Por se tratar de estruturas mais simples, cada barra apresenta 1845 elementos hexaédricos do tipo C3D8R e 2346 nós.

O modelo utiliza restrições do tipo fixação de superfícies (*tie constraint*) visando representar as interações entre as hastes com os parafusos, os platôs com o espaçador e os parafusos com as vértebras. Essa formulação impede uma possível migração do espaçador pois este efeito não é o foco do presente trabalho. Embora existe um grande intervalo para o módulo de elasticidade do titânio, como mostra Nakai et al. (2011), as partes do implante foram assinaladas com módulo de elasticidade de 80 GPa e coeficiente de poisson igual a 0,3.

A implementação do modelo com fusão hipolordótica foi realizada através de um giro das estruturas superiores a vértebra L5 de 12,5° em torno do eixo perpendicular ao plano sagital e que passa pela parte posterior do platô sacral. Deste modo, o segmento L5-S1 perdeu

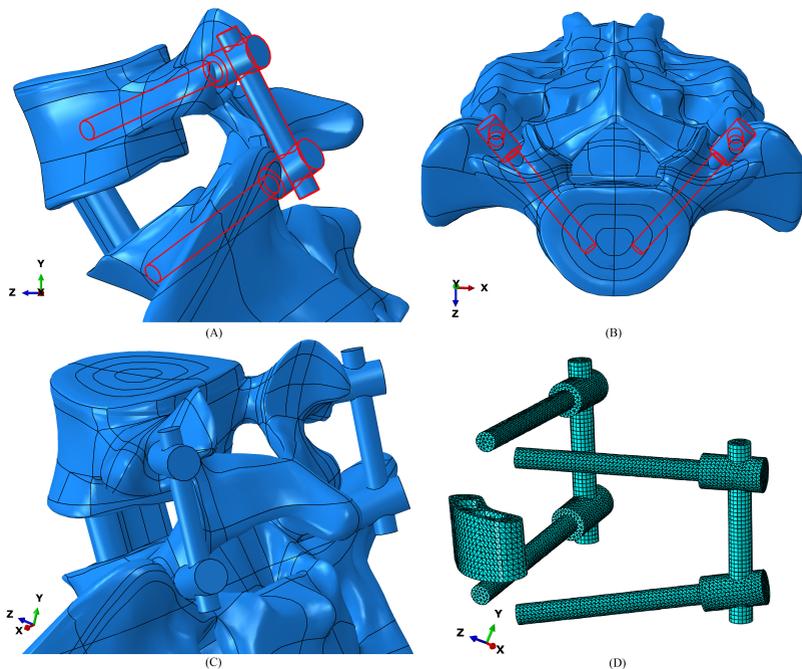


Figura 49 – Posicionamento do implante no segmento L5-S1. (A) Vista lateral: os parafusos pediculares estão alinhados com os platôs e o espaçador se encontra na metade posterior; (B) Vista superior: os parafusos seguem o eixo do pedículo; (C) Vista posterior lateral; (D) Perspectiva: malha do implante.

a sua lordose devido o alinhamento dos seus respectivos platôs como indica a Figura 50. Conseqüentemente, o centro de gravidade foi deslocado para frente. O espaçador foi posicionado próximo a metade posterior do corpo vertebral. Este componente e os parafusos foram cortados e preparados da mesma forma que no caso do modelo com fusão e manutenção de lordose.

Uma vez realizada a fusão, a coluna vertebral tem seu comportamento biomecânico modificado. Para realizar tarefas como alcançar um objeto, por exemplo, a pessoa que passou pelo tratamento cirúrgico mencionado deve flexionar ou estender a coluna vertebral de forma diferente que antes da cirurgia visto o fato que o segmento fundido perdeu quase toda a sua capacidade de movimento. Neste contexto, existe três

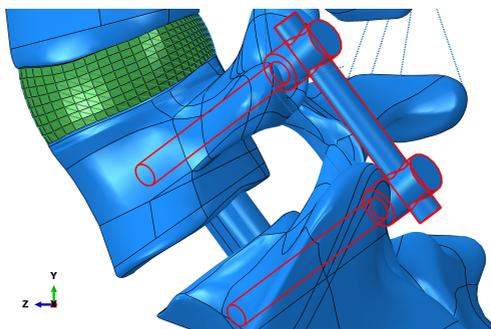


Figura 50 – Vista lateral do segmento L5-S1 com perda de lordose.

mecanismos que o corpo pode realizar visando alcançar o equilíbrio:

- 1 Mudança de lordose: o sacro mantém sua posição porém, as vértebras tem suas rotações modificadas no plano sagital.
- 2 Alteração da inclinação do sacro através da rotação da pelve: Esse é um mecanismo de que o corpo lança mão quando não consegue compensar o equilíbrio pela mudança de lordose. Ele aparece em situações onde vários segmentos da coluna estão fixos e portanto, a estrutura não tem capacidade de alterar a sua curva lordótica, além de situações mais tardias, quando a musculatura eretora entra em fadiga ou falência. Destaca-se que uma rotação na bacia provoca um deslocamento linear horizontal na vértebra L1 maior que uma rotação da mesma magnitude realizada na vértebra L4 ou diluída por toda coluna lombar.
- 3 Modificação de ambas as estruturas, lordose e inclinação sacral.

O primeiro mecanismo é o mais comum e mais eficiente clinicamente. Deste modo, as simulações da coluna lombossacral com implante se darão mantendo o sacro em uma posição fixa, igual a do modelo da coluna intacta. Visto o fato que o centro de gravidade está associado ao equilíbrio espinopélvico juntamente com as tarefas diárias das pessoas com os membros superiores, durante as simulações este é trazido para a mesma posição horizontal em relação ao centro de rotação do quadril que encontrado no modelo com a coluna intacta. Isso possibilita realizar uma comparação consistente entre os casos propostos.

Baseado nas informações e proposições declaradas acima, o seguinte método foi proposto e é utilizado para a determinação das forças

musculares da coluna fundida nas posições de flexão e neutra:

1. Mantem-se o sacro fixo na mesma posição que realizado no modelo da coluna vertebral intacta.
2. Aplica-se um giro na vértebra L1 visando deslocar o centro de gravidade do corpo na mesma posição horizontal em relação ao centro de rotação do quadril encontrada no modelo da coluna vertebral intacta sob a atuação das cargas musculares.
3. Ativa-se a carga seguidora, o peso e o reto abdominal com os mesmos valores admitidos para a coluna vertebral intacta.
4. Aumenta-se a força da musculatura eretora visando zerar o momento criado na vértebra L1.
5. Libera-se a rotação prescrita na vértebra L1 e faz-se uma ajuste final no ereto espinal até o centro de gravidade da coluna hipolordótica chegar na mesma posição encontrada no modelo da coluna intacta. Essa ajuste se deve ao fato que o centro de gravidade se desloca durante os passos 3 e 4. Nesta etapa, o centro de gravidade deve atingir os valores disponíveis na Tabela 6.

As Figuras 51 e 52 ilustram os casos da coluna vertebral com implante submetidas as cargas obtidas após a aplicação deste método nas situações com preservação da lordose e hipolordótica, respectivamente. As forças utilizadas e calculadas numericamente estão disponibilizadas na Figura 53 onde podem ser comparadas com aquelas obtidas no modelo da coluna vertebral intacta.

As tendências das forças do eretor da espinha são similares porém, os valores são significativamente diferentes. As forças deste músculo no caso do implante com preservação da lordose são 16,01, 28,15 e 31,53% menores que aquelas encontradas na coluna intacta nas inclinações sacrais de 37°, 47° e 57°, respectivamente. Essa redução ocorre pois a coluna vertebral tornou-se mais rígida após a fusão e portanto, mais resistente aos momentos fletores criados pelo peso e reto abdominal nas posições estudadas. Assim, é necessário uma força compensatória menor para manter a coluna na posição desejada. Em outras palavras, o implante contribui oferecendo suporte a coluna quando forças tentam desestabilizá-la. Embora as forças do eretor da espinha na posição neutra são parecidas, existe uma pequena diferença pois a fusão foi realizada antes da inserção das cargas as quais, na posição neutra da coluna intacta, são responsáveis por realizar uma rotação de alguns graus na

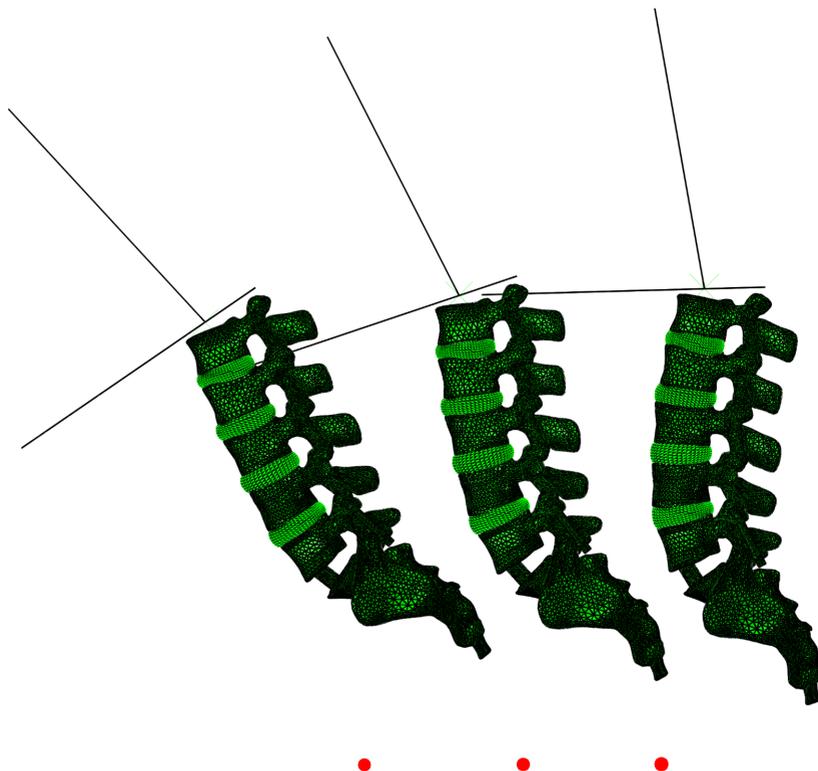


Figura 51 – Resultados obtidos com as cargas musculares nas inclinações sacrais de 57° , 47° , e 37° (posição neutra) para o caso com preservação da lordose. Os pontos abaixo do sacro indicam o eixo de rotação do quadril.

vértebra L5. Uma vez impedida está rotação, a coluna apresenta um comportamento diferente.

As forças do eretor da espinha para a coluna com implante hipolordótico são 119,45, 23,92 e 17,73% maiores que as encontradas na coluna intacta nas inclinações sacrais de 37° , 47° e 57° , respectivamente. Esse aumento se deve ao fato que a angulação do implante fez deslocar o centro de gravidade para frente o que demanda uma compensação em extensão, realizada através do aumento da força realizada pelo eretor da espinha. Este aumento é mais pronunciado na posição neutra visto o fato que a compensação via aumento de lordose deve ser maior, conforme será demonstrado posteriormente. Em contrapartida,

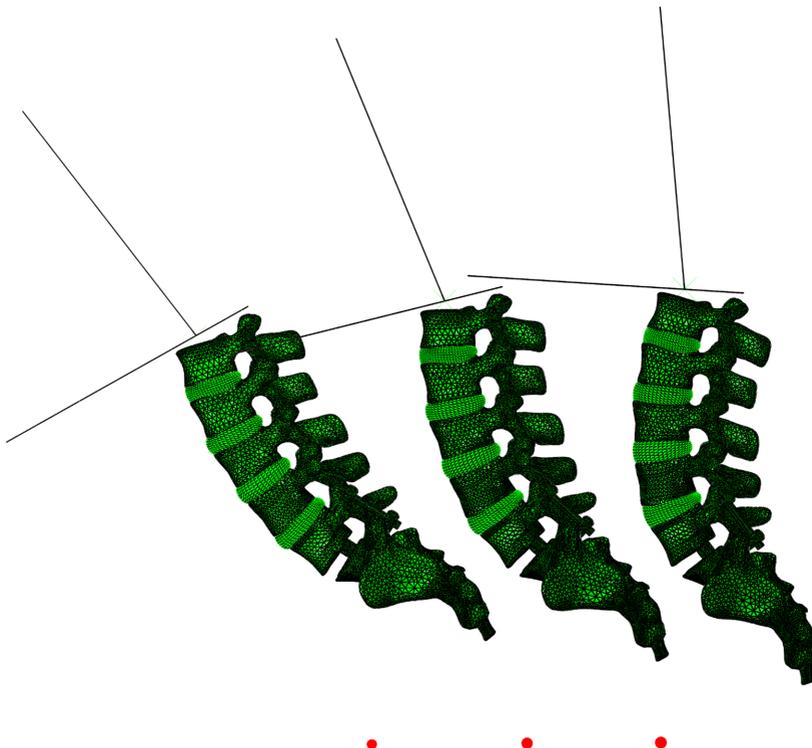


Figura 52 – Resultados obtidos com as cargas musculares nas inclinações sacrais de 57° , 47° , e 37° (posição neutra) para o caso hipolordótico. Os pontos abaixo do sacro indicam o eixo de rotação do quadril.

tida, esta diferença é menor nos casos de flexão pois o segmento L5-S1 está em uma angulação característica aquelas encontradas nos casos de flexão estudados com a coluna vertebral intacta.

O momento que atua na pelve visando manter o sacro nas posições testadas não deve ser diferente daquele encontrado na coluna sem implante e relatado na Tabela 6 pois os testes englobaram o mesmo valor para a força peso e o centro de gravidade sempre foi deslocado na mesma posição horizontal em relação ao centro de rotação do quadril.

A Tabela 7 mostra a diferença de lordose entre a coluna intacta e os casos com fusão. Valores positivos indicam aumento de lordose e valores negativos redução de lordose. Os valores dos segmentos su-

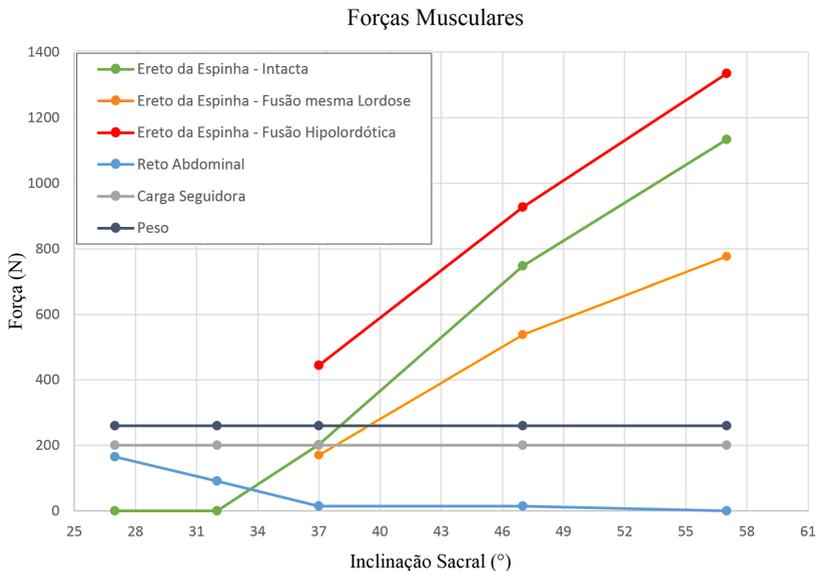


Figura 53 – Forças musculares admitidas e calculadas para as diversas inclinações sacrais.

periores a vértebra L5 para a fusão com preservação da lordose são negativos o que indica que para o centro de gravidade chegar a mesma posição da coluna intacta, estes segmentos devem se flexionar mais do que antes da fusão. Isso era esperado visto o fato que o segmento L5-S1 não consegue contribuir para tal tarefa. A artrodese com lordose fisiológica possui uma angulação favorável a posição neutra e portanto, os segmentos não fundidos possuem suas angulações sagitais próximas daquelas encontradas na coluna intacta. Por esta razão, os valores da Tabela para este caso não são tão elevados. O mesmo não pode-se dizer para as situações de flexão (inclinações sacrais de 47° e 57°) pois, nestes casos, ocorre uma significativa mudança da biomecânica da coluna vertebral através das rotações intervertebrais.

No caso hipolordótico, tem-se um cenário completamente diferente. Os segmentos não-fundidos devem se estender mais que na coluna intacta pois o segmento L5-S1 perdeu sua lordose. Nas inclinações sacrais de 47° e, principalmente, 57° não há uma grande necessidade da coluna modificar sua lordose visto o fato que o segmento fundido já está flexionado e portanto, em uma posição angular característica aquela encontrada no modelo da coluna vertebral intacta sob flexão.

Porém, na inclinação sacral de 37° (posição neutra), a lordose deve ser aumentada consideravelmente e por esta razão a musculatura eretora é mais demandada.

Tabela 7 – Diferença de lordose (em graus) entre a coluna com implante e a coluna intacta. Valores positivos indicam aumento de lordose e vice-versa. O centro de gravidade para os casos de implante se encontra na mesma posição que aquela calculada para a coluna intacta.

Coluna com Fusão	Lordose Fisiológica			Hipolordose		
Inclinação Sacral	37	47	57	37	47	57
L1-L2	-2,32	-5,35	-6,51	3,60	1,27	1,13
L2-L3	-1,29	-2,22	-3,11	1,81	0,88	0,77
L3-L4	-1,04	-3,04	-4,63	3,02	1,44	1,19
L4-L5	-0,29	-0,65	0,48	3,52	2,91	1,88
L5-S1	3,41	7,77	9,53	-9,37	-5,51	-4,28
L1-S1	-1,53	-3,48	-4,24	2,57	0,99	0,68

A Tabela 8 indica as forças facetárias nos casos da coluna intacta e com implante em diferentes angulações. Em todas as angulações testadas a coluna que possui implante com preservação fisiológica de lordose apresenta forças facetárias menores. Isso ocorre por duas razões principais. Primeiramente, a redução da lordose diluída em todos os segmentos não fundidos faz com que as superfícies das facetas não fiquem tão próximas daquelas encontradas na coluna intacta ou com implante hipolordótico. Segundo, a força da musculatura eretora que de um modo geral contribui para o aumento das forças facetárias, é menor em todas as angulações estudadas. Por outro lado, o caso da coluna com implante hipolordótico apresenta forças facetárias consideravelmente maiores em todos os segmentos pois suas superfícies estão mais próximas e a força do eretor da espinha é maior.

A Tabela 9 indica a pressão no centro do disco intervertebral nos casos da coluna intacta e com implante tanto com preservação de lordose quanto no caso hipolordótico. É difícil encontrar uma tendência da pressão para este local. Por outro lado, essa tendência é visível através da análise da pressão máxima que ocorre no disco como mostra a Tabela 10. No modelo, estes locais geralmente se encontram na parte anterior ou na parte posterior da borda entre o núcleo pulposo e o anel fibroso. As pressões máximas no caso de fusão com preservação de lordose são na grande maioria dos casos menores e no caso hipolordótico são sempre maiores. A redução e a elevação das cargas musculares como

Tabela 8 – Forças facetárias em Newton para a coluna intacta e nos casos de fusão com lordose fisiológica (FLF) e com hipolordose.

Inclinação Sacral	Condição	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
37°	Intacta	0	5,71	15,8	42,2	33,5
	FLF	0	0	3,1	24,9	-
	Hipolordose	22,6	178,1	107,6	161,9	-
47°	Intacta	16,98	133,1	93,9	121,3	13,7
	FLF	0	0	2,5	37,1	-
	Hipolordose	45,5	243,7	166,8	200,3	-
57°	Intacta	44,9	202,0	137,7	158,4	21,6
	FLF	0	0	0	29,5	-
	Hipolordose	75,6	311,0	213,0	233,9	-

visto anteriormente são os principais fatores para tal variação. Essa análise é importante pois, segundo Park et al. (2004), a degeneração do disco intervertebral é o processo anormal mais encontrado no segmento adjacente após a fusão vertebral.

Tabela 9 – Pressão intradiscal em Megapascal para a coluna intacta e nos casos de fusão com lordose fisiológica (FLF) e com hipolordose.

Inclinação Sacral	Condição	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
37°	Intacta	0,679	0,449	0,450	0,509	0,534
	FLF	0,666	0,468	0,452	0,494	-
	Hipolordose	0,758	0,413	0,461	0,599	-
47°	Intacta	1,057	0,711	0,783	0,930	1,040
	FLF	1,01	0,737	0,731	0,798	-
	Hipolordose	1,081	0,687	0,790	1,014	-
57°	Intacta	1,285	0,896	1,024	1,212	1,401
	FLF	1,198	0,902	0,893	0,960	-
	Hipolordose	1,312	0,888	1,054	1,326	-

Como visto, uma vez realizada a fusão com implante hipolordótico no segmento L5-S1, a biomecânica do segmento adjacente (L4-L5) é modificada principalmente na posição neutra pois, em comparação a coluna intacta, ocorre um aumento na lordose de 3,52° além de au-

Tabela 10 – Pressão intradiscal máxima em Megapascal para a coluna intacta e nos casos de fusão com lordose fisiológica (FLF) e com hipolordose.

Inclinação Sacral	Condição	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
37°	Intacta	0,781	0,564	0,590	0,631	0,615
	FLF	0,841	0,551	0,560	0,599	-
	Hipolordose	1,083	0,626	0,714	0,908	-
47°	Intacta	1,361	0,876	1,000	1,065	1,256
	FLF	1,258	0,866	0,876	0,930	-
	Hipolordose	1,472	0,893	1,065	1,220	-
57°	Intacta	1,664	1,084	1,283	1,504	1,717
	FLF	1,520	1,075	1,139	1,180	-
	Hipolordose	1,771	1,111	1,371	1,553	-

mento nas forças facetárias e na pressão máxima do disco intervertebral de respectivamente, 284% e 44%. É provável que este cenário seja responsável pela aceleração da degeneração do segmento adjacente resultando em possíveis dores e patologias no futuro. Ainda há um aumento de 120% na força dos músculos do eretor da espinha trazendo uma consequência direta correspondente ao aumento do consumo de energia, inclusive durante o ciclo de marcha, o que pode resultar em fadiga muscular. Em contrapartida, a artrodese com preservação de lordose não parece oferecer um cenário preocupante de um modo geral, os valores destas variáveis estão próximas ou são menores daquelas obtidas no modelo da coluna intacta.

4 CONCLUSÕES

O objetivo deste trabalho foi aprimorar e validar um modelo de elementos finitos capaz de simular o comportamento altamente não linear da coluna lombossacral. Através de uma calibração dos ligamentos e das facetas articulares foi possível atingir resultados numéricos das rotações intervertebrais e das forças facetárias dentro do desvio padrão e próximos da média encontrada nos resultados experimentais para a flexão, extensão e flexão lateral.

Outro objetivo foi implementar as forças que atuam no corpo humano e testar a coluna vertebral em diversas posições sagitais tanto da coluna sem patologia quanto com implante nos casos de preservação de lordose e hipolordose. Tal tarefa foi realizada de forma simplificada, incluindo apenas quatro grupos musculares. No entanto, foi possível determinar as cargas musculares e prever valores de diversas variáveis biomecânicas que até agora permaneciam não claras. Por intermédio de uma análise comparativa entre o modelo da coluna sem patologia e os casos incluindo implante foi demonstrado a influência do alinhamento sagital.

Os resultados demonstram que o caso hipolordótico impõe um aumento significativo nas forças musculares, forças facetárias e pressão máxima intradiscal além de uma apreciada mudança nas rotações vertebrais do segmento adjacente. Este cenário, juntamente com o fato que esse aumento é maior na posição neutra, podem contribuir e acelerar a degeneração das estruturas do segmento próximo a fusão.

Por outro lado, o caso de fusão com preservação de lordose não apresenta um cenário preocupante clinicamente pois, de um modo geral, os valores das forças musculares, forças facetárias e pressão intradiscal máxima são menores daqueles encontrados na coluna intacta. A única variável biomecânica que chama a atenção é uma maior amplitude de movimento. Ainda, vale ressaltar que angulações extremas (inclinação sacral de 67° , por exemplo) podem apresentar um cenário diferente visto o fato que, no caso de fusão com lordose fisiológica, a mudança da biomecânica da coluna vertebral é maior nas angulações afastadas da posição neutra.

5 TRABALHOS FUTUROS

Algumas tarefas podem ser realizadas visando aperfeiçoar o modelo numérico assim como realizar novos testes para melhor compreender a biomecânica da coluna lombossacral antes e após a fusão. Isso inclui a realização de testes da coluna vertebral com forças fisiológicas em outras angulações, direções de carga além do caso com implante hiperlordótico.

A montagem e a geometria de algumas estruturas da coluna vertebral foram parcialmente realizadas com base em dados provenientes de testes *in vivo*. Nesta condição, as estruturas da coluna como por exemplo, os discos intervertebrais, estão deformados devido ao peso e as cargas musculares. Consequentemente, tem-se um modelo sem a adição de qualquer carga na coluna mas que possui dimensões provenientes de uma coluna sob a aplicação de carga. Para contornar essa limitação pode-se utilizar dados proveniente de testes *in vitro*.

Para um trabalho futuro sugere-se uma melhor implementação das forças musculares. A musculatura eretora no corpo humano, por exemplo, é feita de diversos feixes que irradiam das vértebras com angulações características para cada segmento. Assim, essa implementação deveria englobar vários vetores em vez de um único vetor posicionado sobre a vértebra L1. Deste modo, o modelo tem o potencial de providenciar resultados mais próximos as condições reais. Ainda, pode-se utilizar técnicas com eletromiografia (EMG) para avaliar e registrar a atividade elétrica produzida pelos músculos esqueléticos da coluna e consequentemente auxiliar nos valores das variáveis de entrada do modelo que envolvem as cargas musculares.

O modelo foi desenvolvido em base a uma coluna padrão de um adulto masculino de aproximadamente 75 kg. Porém, os testes com as cargas musculares inclui uma força gravitacional corresponde a um peso corporal de apenas 56 kg, a qual poderia ser modificada pelo valor de 75 kg para alcançar resultados mais próximos a realidade.

Vários estudos apontam a idade como um fator importante nas doenças do segmento adjacente. Além do mais, a maioria da revisão da literatura suporta o fato que as mudanças degenerativas já estão presentes ou se desenvolvendo quando a fusão é realizada (LALANE; MARCUSON, 2008). Assim, seria interessante testar a coluna vertebral considerando o segmento adjacente com as propriedades de um segmento degenerado de forma similar a testada no trabalho de Yan et al. (2011) porém, com as forças musculares.

REFERÊNCIAS

ABAQUS. **Manual do Abaqus**. 2013. Disponível em: <<http://129.97.46.200:2080/v6.13/index.html>>.

AKAMARU, T. et al. Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignments - A Biomechanical Analysis. **Spine**, v. 28, n. 14, p. 1560 – 1566, 2003.

AYTURKA, U. M.; PUTTLITZ, C. M. Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 14, n. 8, p. 695 – 705, 2011.

BEEN, E. et al. Vertebral Bodies or Discs: Which Contributes More to Human-like Lumbar Lordosis? **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 468, n. 7, p. 1822 – 1829, 2010.

BERNHARDT, M.; WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. Biomechanical considerations of spinal stability. **The Spine**, p. 1167 – 1195, 1992.

BOGDUK, N. **Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum**. 4. ed. Wisconsin: Elsevier Churchill Livingstone, 2005. 250 p. ISSN 00319406. ISBN 0 443 10119 1.

BOULAY, C. et al. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. **European Spine Journal**, v. 15, n. 4, p. 415 – 422, 2006.

CALISSE, J.; ROHLMANN, A.; BERGMANN, G. Estimation of trunk muscle forces using the finite element method and in vivo loads measured by telemeterized internal spinal fixation devices. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 7, p. 727–731, 1999. ISSN 00219290.

CHAZAL, J. et al. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. **Journal of Biomechanics**, v. 18, n. 3, p. 167 – 176, 1985.

CRAMER, G. D.; DARBY, S. A. **Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord and ANS**. 3. ed. St. Louis: Mosby, 2014. ISBN 978-0-323-07954-9.

- DIETRICH, M.; KEDZIOR, K.; ZAGRAJEK, T. A biomechanical model of the human spinal system. **Journal of Engineering in Medicine**, v. 205, n. 1, p. 19 – 26, 1991.
- DREISCHARF, M. et al. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 47, n. 8, p. 1757–1766, 2014. ISSN 18732380.
- DREYER, S. J.; DREYFUSS, P. H. Low back pain and the zygapophysial (facet) joints. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 3, p. 290 – 300, 1996.
- EBARA, S. et al. Tensile properties of nondegenerate human lumbar annulus fibrosus. **Spine**, v. 21, n. 4, p. 452–461, 1996.
- EBERLEIN, R.; HOLZAPFE, G. A.; SCHULZE-BAUER, C. A. J. An Anisotropic Model for Annulus Tissue and Enhanced Finite Element Analyses of Intact Lumbar Disc Bodies. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 4, n. 3, p. 209–229, 2001.
- EIJKELKAMP, M. et al. The geometry and shape of the human intervertebral disc. In: . [S.l.: s.n.], 2007. cap. 5.
- FAGAN, M. J.; JULIAN, S.; MOHSEN, A. M. Finite element analysis in spine research. **Proceedings of the institution of mechanical engineers, part h: journal of engineering in medicine**, v. 216, n. 5, p. 281 – 298, 2002.
- GODDE, S. et al. Influence of Cage Geometry on Sagittal Alignment in Instrumented Posterior Lumbar Interbody Fusion. **Spine**, v. 28, n. 15, p. 1693 – 1699, 2003.
- GRANT, J. P.; OXLAND, T. R.; DVORAK, M. F. Mapping the Structural Properties of the Lumbosacral Vertebral Endplates. **Spine**, v. 26, n. 8, p. 889 – 896, 2001.
- GUAN, Y. et al. Moment-rotation responses of the human lumbosacral spinal column. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 9, p. 1975 – 1980, 2007.
- GUAN, Y. et al. Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine. Medical and Biological Engineering and Computing. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 44, n. 8, p. 633 – 641, 2006.

HEUER, F. et al. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. **Journal of biomechanics**, v. 40, n. 2, p. 271 – 280, 2007.

HEYLINGS, D. J. A.; BIOLOGY, M.; VICTORIA, R. Supraspinous and interspinous ligaments of the human lumbar spine. v. 125, n. 1, p. 127–131, 1978.

HILIBRAND, A. S.; ROBBINS, M. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: The consequences of spinal fusion? **Spine Journal**, v. 4, n. 6 SUPPL., p. 190–194, 2004. ISSN 15299430.

HOLZAPFEL, G. A.; STADLER, M. Role of facet curvature for accurate vertebral facet load analysis. **European Spine Journal**, v. 15, n. 6, p. 849 – 856, 2006.

INSTITUTE, C. C. S. **Colorado Comprehensive Spine Institute**. 2015. Disponível em:
<<http://www.coloradospineinstitute.com/subject.php?pn=anatomy-ligaments-17>>.

KATZ, J. N. Lumbar Disc Disorders and Low-Back Pain: Socioeconomic Factors and Consequences. **THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY**, v. 88-A, n. SUPPLEMENT 2, p. 21–24, 2006.

KIAPOUR, A. et al. Effect of Graded Facetectomy on Biomechanics of Dynesys Dynamic Stabilization System. **Spine**, v. 37, n. 10, p. E581 – E589, 2012.

KIEFER, A.; SHIRAZI-ADL, A.; PARNIANPOUR, M. Synergy of the human spine in neutral postures. **European Spine Journal**, v. 7, n. 6, p. 471–479, 1998. ISSN 09406719.

KOWALSKI, R. J.; FERRARA, L. A.; BENZEL, E. C. Biomechanics of the Spine. **Neurosurgery Quarterly**, v. 15, p. 42–59, 2005.

LAFAGE, V. et al. Standing balance and sagittal plane spinal deformity: analysis of spinopelvic and gravity line parameters. **Spine**, v. 33, n. 14, p. 1572–1578, 2008. ISSN 1528-1159.

LALANE, L. B.; MARCUSON, K. A. W. Adjacent segment disease of the lumbar spine : genetic versus biomechanical theories. **Coluna/Columna**, v. 7, n. 3, p. 276–280, 2008.

LEE, C. K. Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. **Spine**, v. 13, n. 3, p. 375 – 377, 1988.

LU, Y. M.; HUTTON, W. C.; GHARPURAY, V. M. Do Bending, Twisting, and Diurnal Fluid Changes in the Disc Affect the Propensity to Prolapse? A Viscoelastic Finite Element Model. **Spine**, v. 21, n. 22, p. 2570 – 2579, 1996.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Clinically Oriented Anatomy**. 7. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014. 1168 p. ISBN 978-1-4511-1945-9.

MORAMARCO, V. et al. An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 2, p. 334–342, 2010. ISSN 00219290.

NAKAI, M. et al. Self-adjustment of Young’s modulus in biomedical titanium alloys during orthopaedic operation. **Materials Letters**, Elsevier B.V., v. 65, n. 4, p. 688–690, 2011. ISSN 0167-577X.

NIOSI, C. A. et al. The effect of dynamic posterior stabilization on facet joint contact forces: an in vitro investigation. **Spine**, v. 33, n. 1, p. 19–26, 2008. ISSN 0362-2436.

NISSAN, M.; ISSACHAR, G. Dimensions of human lumbar vertebrae in the sagittal plane. **Journal of Biomechanics**, v. 19, p. 753 – 758, 1986.

NOLTE, L. P.; PANJABI, M. M.; OXLAND, T. R. **Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments**. Amsterdam: Elsevier Science Publishing, 1990. 6 p.

ORNE, D.; LIU, Y. K. A mathematical model of spinal response to impact. **Journal of biomechanics**, v. 4, n. 1, p. 49 – 71, 1970.

PANJABI, M. M. et al. Human Lumbar Vertebrae: Quantitative Three-Dimensional Anatomy. **Spine**, v. 17, n. 3, p. 299 – 306, 1992.

PANJABI, M. M. et al. Three-dimensional quantitative morphology of lumbar spinal ligaments. **Journal of Spinal Disorders**, v. 4, p. 54 – 62, 1991.

PANJABI, M. M. et al. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. **J Bone Joint Surg Am**, v. 76, n. 3, p. 413 – 424, 1994.

PARK, P. et al. Adjacent Segment Disease after Lumbar or Lumbosacral Fusion: Review of the Literature. **Spine**, v. 29, n. 17, p. 1938–1944, sep 2004. ISSN 0362-2436.

PARK, W. M.; KIM, K.; KIM, Y. H. Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. **Computers in Biology and Medicine**, v. 43, n. 9, p. 1234 – 1240, 2013.

PEARCY, M. J.; TIBREWAL, S. B. Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. **Spine**, v. 9, n. 6, p. 582 – 587, 1984.

PINGEL, T. H. **Beitrag zur Herleitung und numerischen Realisierung: eines mathematischen Modells der menschlichen Wirbelsäule**. 77. ed. Castrop-Ruaxel: Mitteilungen aus dem Institut für Mechanik, Institut für Mechanik, 1991. 152 p.

PRASAD, P.; KING, A. I. An experimentally validated dynamic model of the human spine. **Journal of Applied Mechanics**, v. 41, n. 3, p. 546 – 550, 1974.

RAJ, P. P. Intervertebral Disc: Anatomy-Physiology-Pathophysiology-Treatment. **Pain Practice**, v. 8, p. 18–44, 2008.

ROBERTS, S. et al. Does the thickness of the vertebral subchondral bone reflect the composition of the intervertebral disc? **European Spine Journal**, v. 6, n. 6, p. 385 – 389, 1997.

ROHLMANN, A. et al. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 6, p. 981 – 989, 2006.

ROHLMANN, A.; BERGMANN, G.; GRAICHEN, F. A spinal fixation device for in vivo load measurement. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 7, p. 961–967, 1994. ISSN 00219290.

ROHLMANN, A.; BERGMANN, G.; GRAICHEN, F. Loads on internal spinal fixators measured in different body positions. **European Spine Journal**, v. 8, n. 5, p. 354–9, 1999.

ROHLMANN, A. et al. 2000 Volvo Award winner in biomechanical studies: monitoring in vivo implant loads with a telemeterized internal spinal fixation device. **Spine**, v. 25, n. 23, p. 2981–6, 2000.

ROHLMANN, A. et al. Influence of a Follower Load on Intradiscal Pressure and Intersegmental Rotation of the Lumbar Spine. **Spine**, v. 26, n. 24, p. E557 – E561, 2001.

SAAVEDRA-POZO, F.; DEUSDARA, R. A. M.; BENZEL, E. C. Adjacent Segment Disease Perspective and Review of the Literature. **The Ochsner journal**, v. 14, n. 1, p. 78–83, 2014. ISSN 1524-5012.

SCHMIDT, H. et al. Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on spine kinematics and facet joint loads in flexion and extension: A finite element analysis. **European Spine Journal**, v. 21, n. Suppl. 5, p. S663 – S674, 2012.

SCHMIDT, H. et al. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. **Clinical biomechanics**, v. 22, n. 4, p. 377–84, 2007. ISSN 0268-0033.

SCHMIDT, H. et al. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 4, p. 337 – 344, 2006.

SCHWAB, F. et al. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. **Spine**, v. 31, n. 25, p. E959–E967, 2006. ISSN 1528-1159.

SHARMA, M.; LANGRANA, N. A.; RODRIGUEZ, J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. **Spine**, v. 20, n. 8, p. 887–900, 1995.

SHIH-HAO, C. et al. Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion. **Medical Engineering & Physics**, v. 31, n. 2, p. 244 – 253, 2009.

SHIRAZI-ADL, A.; AHMED, A.; SHRIVASTAVA, S. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. **Journal of Biomechanics**, v. 19, n. 4, p. 331 – 350, 1986.

SMIT, T. H. et al. Quantifying intervertebral disc mechanics: a new definition of the neutral zone. **BMC musculoskeletal disorders**, BioMed Central Ltd, v. 12, n. 1, p. 38, 2011. ISSN 1471-2474.

SOH, J.; LEE, J. C.; SHIN, B. J. Analysis of Risk Factors for Adjacent Segment Degeneration Occurring More than 5 Years after

Fusion with Pedicle Screw Fixation for Degenerative Lumbar Spine. **Asian Spine Journal**, v. 7, n. 4, p. 273 – 281, 2013.

SPINALSIMPLICITY. [Http://www.spinalsimplicity.com/](http://www.spinalsimplicity.com/). 2015.

STANDRING, S. et al. **Gray's Anatomy The Anatomical Basis of Clinical Practice**. 40. ed. [S.l.]: Churchill Livingstone, 2008. ISBN 9780443066849.

TAKEUCHI, T. et al. Biomechanical role of the intervertebral disc and costovertebral joint in stability of the thoracic spine. A canine model study. **Spine**, v. 24, n. 14, p. 1414, 1999.

TOTH, R. Multiplying degree of freedom, non-linear spinal model. **Proceedings of the 19th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology**, p. 8, 1966.

TUPINAMBÁ, J.; VASCONCELOS, S. Anatomia Aplicada e Biomecânica da Coluna Vertebral. In: KOHN, K. (Ed.). **A Coluna Vertebral: Conceitos Básicos**. 2. ed. São Paulo: etcetera, 2004. cap. 1. ISBN 8598797014.

VIALLE, R. et al. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. **The Journal of bone and joint surgery**, v. 87, n. 2, p. 260–267, 2005. ISSN 0021-9355.

VORONOV, L. I. et al. L5 - S1 Segmental Kinematics After Facet Arthroplasty. **SAS Journal**, Elsevier, v. 3, n. 2, p. 50–58, 2009. ISSN 19359810.

WILKE, H. J. et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, v. 24, n. 8, p. 755–762, 1999. ISSN 0362-2436.

WILKE, H. J. et al. ISSLS Prize Winner: A Novel Approach to Determine Trunk Muscle Forces During Flexion and Extension: A Comparison of Data From an In Vitro Experiment and In Vivo Measurements. **Spine**, v. 28, n. 23, p. 2585 – 2593, 2003.

WILSON, D. C. et al. Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the lumbar spine. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 348–353, 2006. ISSN 00219290.

YAMAMOTO, I. et al. Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint. **Spine**, v. 14, n. 11, p. 1256 – 1260, 1989.

YAN, J.-z. et al. Finite element analysis in adjacent segment degeneration after lumbar fusion. **The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, v. 7, n. 1, p. 96–100, 2011.

YLLERA, B. M. et al. Development and Calibration of a Finite Element Model for the Biomechanical Behaviour of the Human Lumbosacral Spine. In: **Scientific Computing Applied to Medicine and Healthcare**. Petrópolis: MACC - Medicina Assistida por Computação Científica, 2012. cap. 1, p. 1–27. ISBN 9788599961179.

YLLERA, B. M.; VALIENTE, M. T. **Evaluación biomecánica de una fijación pedicular de la columna sacrolumbar utilizando el método de los elementos finitos**. 2011. 302 p.

ZANDER, T.; ROHLMANN, A.; BERGMANN, G. Influence of different artificial disc kinematics on spine biomechanics. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 135 – 142, 2009.

ZANDER, T. et al. Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 8, p. 767–774, 2006. ISSN 02680033.

ZHOU, S. H. et al. Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae - analysis of data from digitised CT images. **European Spine Journal**, v. 9, n. 3, p. 242 – 248, 2000.

APÊNDICE A – Apêndice

A.1 GEOMETRIA DO MODELO COMPUTACIONAL

Esta seção apresenta os dados geométricos do modelo da coluna lombossacral desenvolvido por Yllera e Valiente (2011) e utilizado no presente trabalho. Estes autores aplicaram um teste bilateral de hipóteses com um nível de significância de 0.05 para analisar se o modelo está em conformidade com os estudos experimentais de anatomia.

A Figura 54 mostra os ângulos de cumha das vértebras e dos discos intervertebrais do modelo geométrico. As Tabelas 11, 12, 13 e 14 mostram os resultados do teste bilateral para diversas dimensões da coluna lombossacral. Yllera e Valiente (2011) definiram X =ângulo do modelo, μ_0 =média das amostras medidas experimentalmente, σ =desvio padrão dos dados experimentais, Z =distância da média em relação ao desvio padrão da média ($Z=(X-\mu_0)/\sigma$) e $P(z \leq Z)$ =valor da distribuição normal de Z . As tabelas indicam se as dimensões do modelo estão ou não dentro do critério de aceitação ($-1,96 \leq Z \leq 1,96$). Todas as dimensões são aceitas, exceto o ângulo de lordose que não passa no teste de hipótese bilateral quando se leva em consideração os dados de Boulay et al. (2006). Porém, esta dimensão do modelo está em conformidade com os outros estudos.

A Figura 55 mostra os locais das dimensões lineares consideradas por Zhou et al. (2000) e auxiliam no entendimento da Tabela 14. Esta Tabela compreende a largura superior vertebral (*upper vertebral width* - UVW), profundidade da parte superior da vértebra (*upper vertebral depth* - UVD), largura inferior vertebral (*lower vertebral width* - LVW), profundidade inferior vertebral (*lower vertebral depth* - LVD), altura posterior do corpo vertebral (*vertebral body height posterior* - VBHp), altura anterior do corpo vertebral (*vertebral body height anterior* - VBha), largura do canal espinhal (*spinal canal width* - SCW), profundidade do canal espinhal (*spinal canal depth* - SCD), largura do pedículo (*pedicle width* - PDW), altura do pedículo (*pedicle height* - PDH) e comprimento do processo transversal (*transverse process length* - TPL).

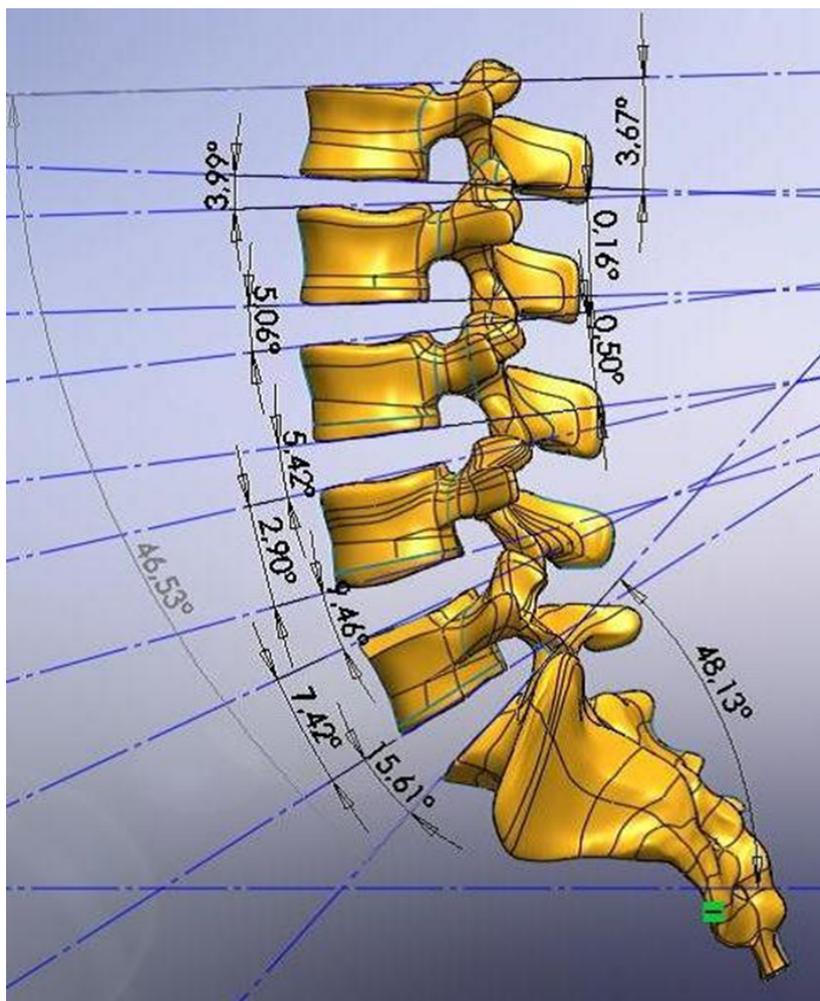


Figura 54 – Vista lateral do modelo geométrico com os ângulos de cunha das vértebras e dos discos intervertebrais. Fonte: Yllera e Valiente (2011)

Tabela 11 – Teste de hipótese aplicado aos ângulos de cunha das vértebras e discos. Fonte: Yllera e Valiente (2011).

Vértebras	X	μ_0 (Been)	σ	Z	P($z \leq Z$)	(-1,96 \leq Z \leq 1,96)?
L1	-3,67	-4	3	0,110	0,544	Sim
L2	-0,16	-1	3	0,280	0,610	Sim
L3	-0,5	0	3	-0,167	0,434	Sim
L4	2,9	2	3	0,300	0,618	Sim
L5	7,42	8	3	-0,193	0,423	Sim
Discos	X	μ_0 (Been)	σ	Z	P($z \leq Z$)	(-1,96 \leq Z \leq 1,96)?
L1-L2	3,99	6	3	-0,670	0,251	Sim
L2-L3	5,06	7	3	-0,647	0,259	Sim
L3-L4	5,42	9	3	-1,193	0,116	Sim
L4-L5	9,46	11	4	-0,385	0,350	Sim
L5-S1	15,61	12	4	0,903	0,817	Sim
Discos	X	μ_0 (Nis)	σ	Z	P($z \leq Z$)	(-1,96 \leq Z \leq 1,96)?
L1-L2	3,99	3,69	3,81	0,079	0,531	Sim
L2-L3	5,06	5,1	4,22	-0,009	0,496	Sim
L3-L4	5,42	7,08	3,92	-0,423	0,336	Sim
L4-L5	9,46	10,7	4,54	-0,273	0,392	Sim
L5-S1	15,61	14,39	5,91	0,206	0,582	Sim
Discos	X	μ_0 (Eijk)	σ	Z	P($z \leq Z$)	(-1,96 \leq Z \leq 1,96)?
L1-L2	3,99	5,5	3	-0,503	0,307	Sim
L2-L3	5,06	5,8	2,8	-0,264	0,396	Sim
L3-L4	5,42	7	3	-0,527	0,299	Sim
L4-L5	9,46	9,7	3,8	-0,063	0,475	Sim
L5-S1	15,61	13	4	0,653	0,743	Sim

Tabela 12 – Teste de hipótese aplicado ao ângulo de lordose do modelo.
 Fonte: Yllera e Valiente (2011).

Autor	X	μ_0	σ	Z	P($z \leq Z$)	($-1,96 \leq Z \leq 1,96$)?
Been et al. (2010)	46,53	42,7	5,4	0,709	0,761	Sim
Labelle et al. (2005)	46,53	51	11	-0,406	0,342	Sim
Boulay et al. (2006)	46,53	66,36	9,47	-2,094	0,018	Não
Cheng et al. (1998) (homens)	46,53	41,4	12,3	0,417	0,662	Sim
Cheng et al. (1998) (mulheres)	46,53	42,5	11,7	0,344	0,635	Sim

Tabela 13 – Comparação da altura anterior e posterior dos discos intervertebrais do modelo com os estudos experimentais. Fonte: Yllera e Valiente (2011).

Altura dos Discos			
Anterior	Modelo	Nissan	Eijkelkamp
L1-L2	9,3	8,9±1, 6	10,5±1, 3
L2-L3	12,44	10,3±1, 8	12,3±2, 3
L3-L4	13,98	12±1, 8	13,2±3, 2
L4-L5	14,3	14,1±2, 2	14,2±1, 7
L5-S1	17,32	15,1±3, 1	13,8±2, 2
Posterior	Modelo	Nissan	Eijkelkamp
L1-L2	6,33	6,7±1, 6	7,6±1, 2
L2-L3	9,12	7,2±1, 8	9,3±2, 2
L3-L4	10,76	7,7±1, 5	10±3, 4
L4-L5	8,78	7,5±1, 6	9,1±2
L5-S1	8,12	6,4±1, 5	7±1, 5

Tabela 14 – Teste de hipótese aplicado as dimensões lineares das vértebras medidas por Zhou et al. (2000) considerando os dados de homens. Fonte: Adaptada de Yllera e Valiente (2011).

Medidas		μ_0	σ	X	Z	P($z \leq Z$)	($-1,96 \leq Z \leq 1,96$)?
UVW	L3	46,1	3,2	49,46	1,05	0,853	Sim
	L4	50,8	3,7	50,87	0,02	0,508	Sim
	L5	54,5	4,9	54,00	-0,10	0,459	Sim
UVD	L3	34,1	2,6	39,44	2,05	0,980	Sim
	L4	36,4	3,2	38,9	0,78	0,783	Sim
	L5	37,6	3,1	38,91	0,42	0,664	Sim
LVW	L3	54,8	3,6	55,87	0,30	0,617	Sim
	L4	55,1	4,1	54,21	-0,22	0,414	Sim
	L5	56,7	5,3	54,96	-0,33	0,371	Sim
LVD	L3	37,4	3,1	38,56	0,37	0,646	Sim
	L4	38,6	3,4	39,71	0,33	0,628	Sim
	L5	38,3	3,8	37,88	-0,11	0,456	Sim
VBHp	L3	30,70	2,1	29,61	-0,52	0,302	Sim
	L4	29,60	1,9	29,1	-0,26	0,396	Sim
	L5	26,7	1,9	27,02	0,17	0,567	Sim
VBha	L3	30,60	1,8	29,55	-0,58	0,280	Sim
	L4	31,00	2,1	30,47	-0,25	0,400	Sim
	L5	31,5	2,1	30,87	-0,30	0,382	Sim
SCW	L3	25,2	3,6	25,29	0,03	0,510	Sim
	L4	24,7	3,2	26,54	0,58	0,717	Sim
	L5	29	4	32,77	0,94	0,827	Sim
SCD	L3	16,1	1,9	20,03	2,07	0,981	Sim
	L4	16,9	2,8	20,06	1,13	0,870	Sim
	L5	17,8	3,7	20,83	0,82	0,794	Sim
PDW	L3	10,7	2	12,19	0,75	0,772	Sim
	L4	13,2	2	14,35	0,58	0,717	Sim
	L5	17,5	2,6	20,35	1,10	0,863	Sim
PDH	L3	14,9	1,6	14,85	-0,03	0,488	Sim
	L4	14,8	1,6	13,87	-0,58	0,281	Sim
	L5	14,9	1,8	14,36	-0,30	0,382	Sim
TPL	L3	96,1	8	81,86	-1,78	0,038	Sim
	L4	93,5	7,9	98,55	0,64	0,739	Sim
	L5	96,1	8,6	104,80	1,01	0,844	Sim

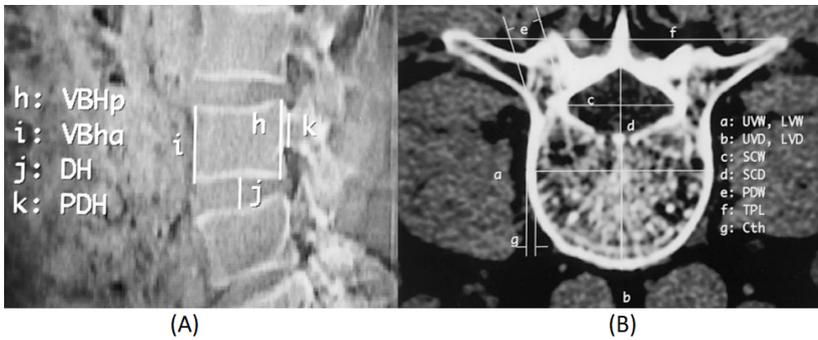
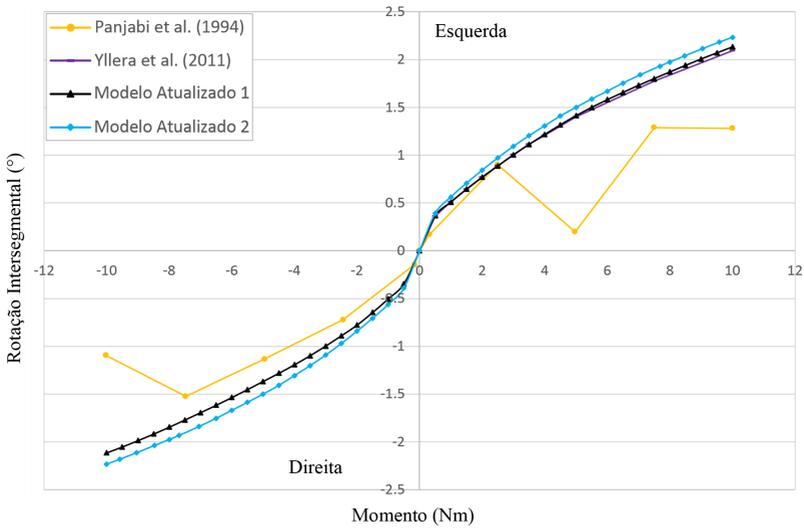


Figura 55 – Vista lateral de uma tomografia (A) e vista superior com corte transversal de uma vértebra mostrando a localização das medidas de Zhou et al. (2000). Fonte: Adaptada de Zhou et al. (2000).

A.2 RESULTADOS DA COLUNA SOB ROTAÇÃO AXIAL

As Figuras 56, 57 e 58 representam as rotações dos segmentos da coluna lombossacral durante a aplicação de momento puro para o caso de rotação axial. Nota-se que os resultados não são tão próximos daqueles encontrados para os casos de flexão, extensão e flexão lateral. Porém é importante ressaltar que o modelo foi calibrado em função dos dados de Guan et al. (2007), o qual infelizmente não testou a coluna sob rotação axial. Como os resultados destes autores são diferentes daqueles fornecidos por Panjabi et al. (1994), os resultados numéricos também são.

L1L2 Rotação Axial



L2L3 Rotação Axial

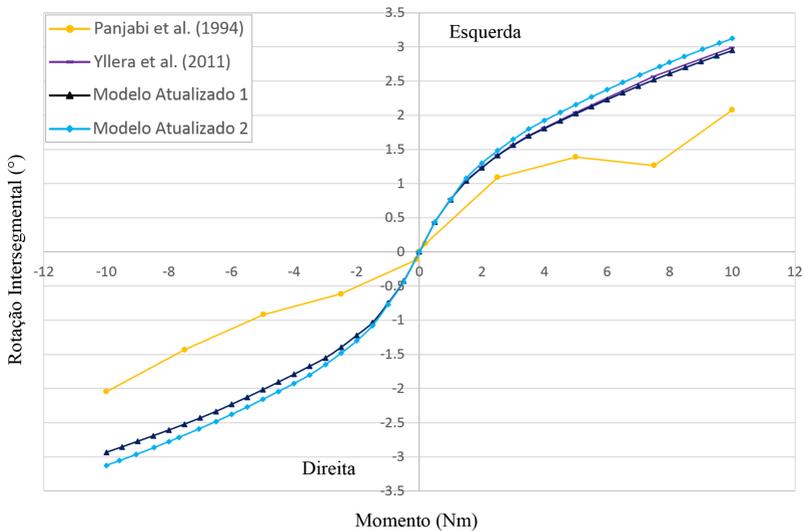


Figura 56 – Curva rotação intersegmental versus momento para rotação axial dos segmentos vertebrais mais cefálicos antes e após calibração.

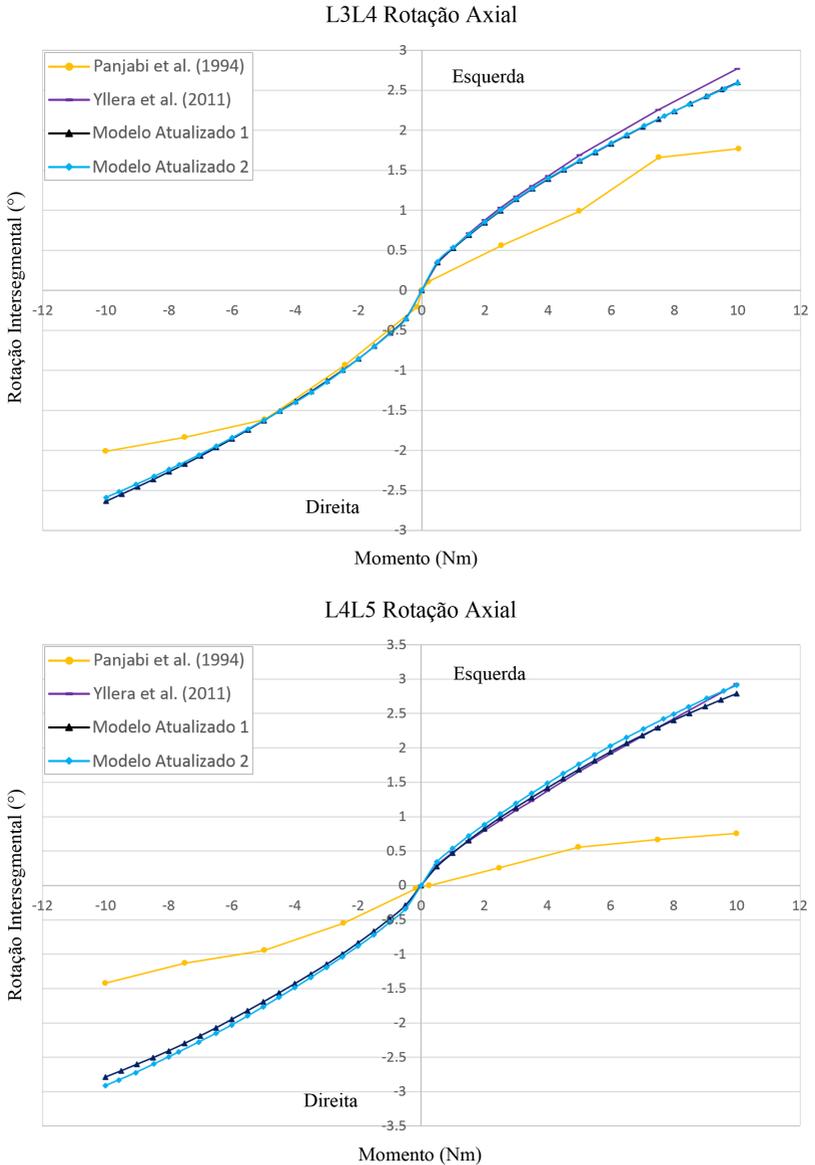


Figura 57 – Curva rotação intersegmental versus momento para rotação axial dos segmentos vertebrais intermediários antes e após calibração.

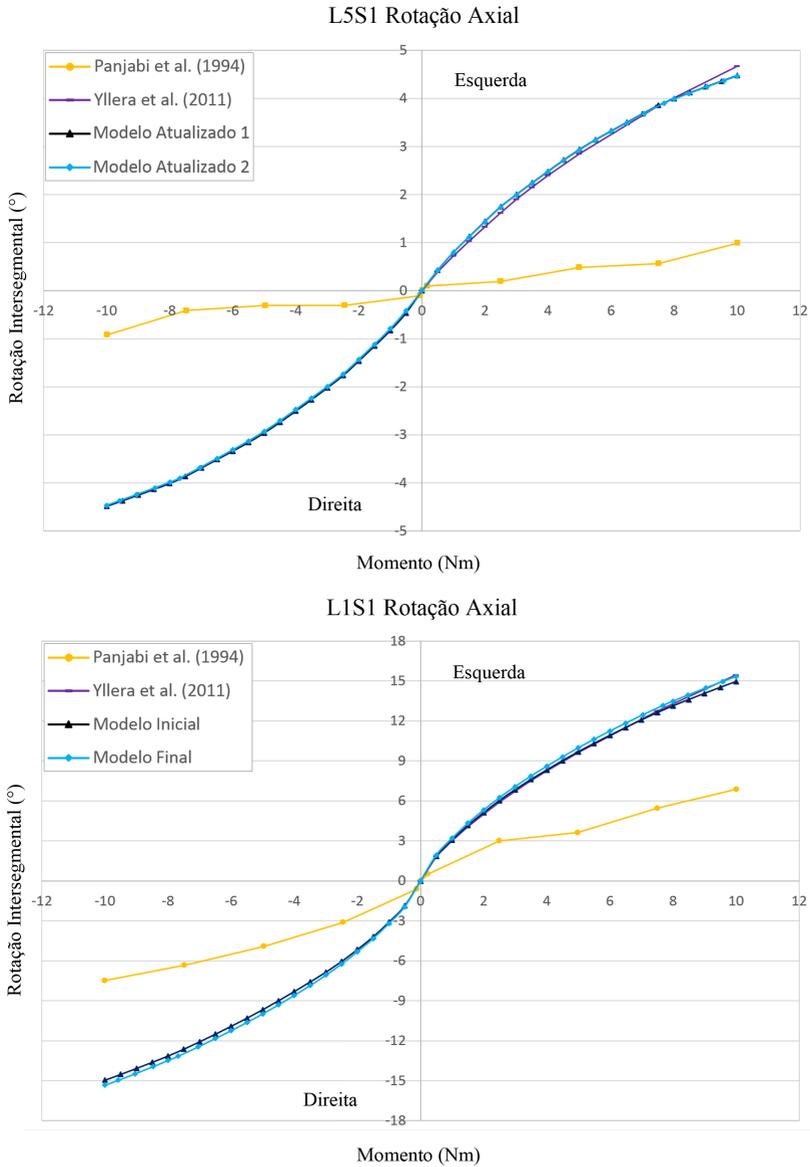


Figura 58 – Curva rotação intersegmental versus momento para rotação axial dos segmentos vertebrais intermediários antes e após calibração.