

**ESTUDO BIOMECÂNICO DE COLUNA TORÁCICA DE
ADOLESCENTE, EM CIFOSE E HIPOCIFOSE,
SOB CARREGAMENTO LIGAMENTAR ASSIMÉTRICO:
UMA POSSÍVEL PREDIÇÃO DA ESCOLIOSE IDIOPÁTICA**

Rozilene Maria Cota Aroeira

Rozilene Maria Cota Aroeira

**ESTUDO BIOMECÂNICO DE COLUNA TORÁCICA DE
ADOLESCENTE, EM CIFOSE E HIPOCIFOSE,
SOB CARREGAMENTO LIGAMENTAR ASSIMÉTRICO:
uma possível predição da escoliose idiopática**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia de Estruturas.

Área de Concentração: Biomecânica

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Greco

Co-orientador: Prof. Dr. Antônio Eustáquio de Melo Pertence

Belo Horizonte
2017

A769e	<p>Aroeira, Rozilene Maria Cota. Estudo biomecânico de coluna torácica de adolescente, em cifose e hipocifose, sob carregamento ligamentar assimétrico [manuscrito] : uma possível predição da escoliose idiopática / Rozilene Maria Cota Aroeira. - 2017. 143 f., enc.: il.</p> <p>Orientador: Marcelo Greco. Coorientador: Antônio Eustáquio de Melo Pertence.</p> <p>Tese (doutorado) Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Apêndices e anexos: f. 125-143. Bibliografia: f. 115-124.</p> <p>1. Engenharia de estruturas - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3. Modelagem geométrica - Teses. 4. Escoliose - Teses. 5. Método dos elementos finitos - Teses. I. Greco, Marcelo. II. Pertence, Antônio Eustáquio de Melo. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 624(043)</p>
-------	--

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS**

"ESTUDO BIOMECÂNICO DE COLUNA TORÁCICA DE ADOLESCENTE, EM CIFOSE E HIPOCIFOSE, SOB CARREGAMENTO LIGAMENTAR ASSIMÉTRICO: UMA POSSÍVEL PREDIÇÃO DA ESCOLIOSE IDIOPÁTICA"

Rozilene Maria Cota Aroeira

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Doutor em Engenharia de Estruturas"..

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Marcelo Greco
DEES-UFMG (Orientador)

Prof. Dr. Antonio Eustaquio de Melo Pertence
DEMEC-UFMG (Coorientador)

Prof. Dr. Marco Túlio Corrêa de Faria
DEMEC-UFMG

Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas
DEES - UFMG

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi
CTI Renato Archer

Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler
UFSC

Belo Horizonte, 22 de novembro de 2017

*Dedico este estudo à minha mãe, meu pai “in
memoriam”, meu marido e meus filhos pelo
apoio incondicional.*

AGRADECIMENTOS

Aos professores Marcelo Greco, Antônio Eustáquio de Melo Pertence, Estevam Barbosa de Las Casas; aos engenheiros Pedro Noritomi e Daniel Kemmoku Takanori, colaboradores do Centro de Tecnologia da Informação (CTI) Dr. Archer, Campinas, SP; aos colegas do Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG; aos meus amigos e familiares; ao colegiado do Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais e às agências de fomento à pesquisa do Brasil: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), meus sinceros agradecimentos.

*Salve, meu corpo, minha estrutura de viver
e de cumprir os ritos do existir!
Amo tuas imperfeições e maravilhas,
amo-as com gratidão...*

Carlos Drumond de Andrade

RESUMO

Esta tese de doutorado insere-se no campo de estudo da Engenharia Biomédica, integrando princípios das ciências exatas e ciências da saúde. Especificamente, buscou-se testar o uso de um modelo geométrico 3D da coluna vertebral, gerado em software de modelagem 3D, a partir de imagens gráficas, como técnica alternativa em um estudo biomecânico da coluna vertebral utilizando o Método de Elementos Finitos (MEF). Um estudo da coluna torácica, com características de coluna de adolescente, foi realizado para melhor entendimento do comportamento biomecânico desta estrutura quando sua curvatura fisiológica está alterada e relacioná-lo à deformidade vertebral denominada Escoliose Idiopática do Adolescente (EIA). Essa patologia altamente deformante, que atinge de 2% a 4% de jovens adolescentes em todo o mundo, tem consumido, por décadas, grande investimento da comunidade científica na busca por sua patogênese, até o momento desconhecida. Um estudo biomecânico piloto com o segmento móvel vertebral T7-T8 foi realizado para testar o modelo 3D, gerado a partir de imagens gráficas, num estudo de análise numérica com o MEF. Nesse segmento, foram analisados os deslocamentos das estruturas ósseas e do disco intervertebral, além dos campos de tensões. Os resultados foram comparados a estudos experimentais prévios com o objetivo de validação do método. O estudo seguiu com a modelagem e simulação biomecânica com o MEF do segmento torácico médio, T5-T10, (local de maior incidência de deformidades vertebrais em jovens). Dois modelos deste segmento vertebral, com curva fisiológica (cifose) e retificação da curva (hipocifose), foram analisados sob carga axial associada à presença de assimetria ligamentar e, posteriormente, tiveram seus resultados associados ao processo de iniciação da escoliose idiopática. O uso da modelagem 3D, a partir de imagem gráfica, na análise numérica com o MEF mostrou-se satisfatório para análise de deslocamentos das estruturas com potencial para utilização em outros estudos biomecânicos. O estudo mostrou um maior deslocamento vertebral e a reprodução da escoliose na condição de hipocifose, em presença de carga ligamentar assimétrica, quando comparado à condição de cifose. Entretanto, a análise das tensões deverá ser mais bem avaliada em estudo futuro. Além disso, como apêndice, apresentou-se a proposição de um método de reconstrução de modelo 3D do corpo humano, para fim de estudo qualitativo e quantitativo de curvas vertebrais e assimetrias corporais, visando o rastreamento precoce de alterações posturais em indivíduos em fase de maturação óssea. Esse diagnóstico precoce tem impacto direto na prevenção da severidade das deformidades vertebrais. As imagens obtidas inovam pelo baixo custo, portabilidade e tridimensionalidade.

Palavras-chave: Modelagem gráfica. Hipocifose. Escoliose idiopática do adolescente. Método de elementos finitos. Biomecânica.

ABSTRACT

This doctoral thesis in the field of Biomedical Engineering integrates principles of natural and health sciences. Specifically, the aim of the work was to test a 3D geometric model of the spine, generated from a 3D modeling software using graphical images, as an alternative technique in a biomechanical study of the spine using the Finite Element Method (FEM). A study of the thoracic spine, with characteristics of adolescent spine, was conducted to better understand the biomechanical behavior of this structure when its physiological curvature is altered and relate it to the spine deformity known as Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS). For decades, the scientific community has put great efforts to determine the pathogenesis of this highly deforming pathology, which affects 2% to 4% of adolescents worldwide. A biomechanical pilot study with the normal T7-T8 vertebral segment was conducted to test the 3D model generated from graphical images, by numerical analysis using FEM. In this segment, the displacement field of bone structures and of the intervertebral disc was analyzed, in addition to the stress field. The results were compared to previous experimental studies with the aim of validating the method. In addition, the study included modeling and biomechanical simulation using FEM of the T5-T10 mid-thoracic segment (segment with the highest incidence of vertebral deformities in youth). Two models of this vertebral segment, with physiological curvature (kyphosis) and curvature reduction (hypokyphosis), were analyzed under axial load associated with the presence of ligament asymmetry and the results were subsequently associated with the process of idiopathic scoliosis onset. Numerical analysis using FEM showed that the use of graphics 3D modeling was satisfactory for the analysis of displacement of structures, and has potential to be used in other biomechanical studies. The study showed a greater vertebral displacement and reproduction of scoliosis in the condition of hypokyphosis, at the presence of asymmetric ligament load, than in the condition of kyphosis. However, stress analysis should be further evaluated in future studies. As an appendix to the study, a method of reconstruction of the 3D model of the human body was proposed to study vertebral curvatures and body asymmetries qualitatively and quantitatively, aiming for the early screening of postural changes in individuals at the age of bone maturation. Early diagnosis has a direct impact on the prevention of the severity of vertebral deformities. The images obtained are innovative cost-effective, portable, and three-dimensionality.

Keywords: Graphical modeling. Hypokyphosis. Adolescent idiopathic scoliosis. Finite element method. Biomechanics.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.1 - Assimetrias diversas associadas à coluna retificada, no plano sagital, e a consequente deformação tipo Escoliose Idiopática do Adolescente.....28
- Figura 2.1 - Coluna torácica e suas 12 costelas, formando a caixa torácica, em vista posterior...33
- Figura 2.2 - Anatomia da coluna vertebral - A) visão lateral e B) visão posterior.....34
- Figura 2.3 - Imagem superior de uma vértebra torácica, onde se destacam o seu corpo anterior cilíndrico, e o arco posterior formando o forame ou canal medular e o processo articular superior.34
- Figura 2.4 - Unidade funcional da coluna vertebral, composta de duas vértebras, seu disco intervertebral e seus ligamentos.35
- Figura 2.5 - Sistema de coordenada tridimensional identificando os movimentos de translação e rotação das vértebras ao longo ou em volta de três eixos, produzindo seis graus de liberdade.36
- Figura 2.6 - Orientação do ângulo articular das facetas torácicas de 20° em relação ao plano frontal posterior.37
- Figura 2.7 - Orientação das facetas lombares de 45° em relação ao plano frontal posterior.37
- Figura 2.8 - Exemplo de medição da cifose torácica pelo método de Cobb utilizando fotogrametria computadorizada.39
- Figura 2.9 - Imagem radiográfica de uma coluna vertebral com escoliose torácica.40
- Figura 2.10 - À esquerda, imagem de um jovem portador de Escoliose Idiopática do Adolescente nas condições de pré e pós-operatório. À direita, imagens radiológicas do mesmo jovem nas condições de pré e pós-operatório.....41
- Figura 2.11 - Adolescente em uso de órtese tipo *brace* de Milwaukee.....41
- Figura 2.12 - Direcionamento de cargas em coluna humana e de quadrúpede primata, onde, (A) carga de cisalhamento será ventralmente dirigida em colunas de quadrúpedes primatas; (B) carga de cisalhamento dorsalmente dirigidas ocorrem fisiologicamente, somente, no segmento toracolombar da coluna vertebral humana.43
- Figura 2.13 - À esquerda, exame de fotogrametria computadorizada frontal posterior de uma adolescente portadora de escoliose torácica convexa à direita. Ao centro e à direita, a mesma adolescente em vista 45° e sagital, respectivamente, onde se observa a retificação das curvas torácica e lombar.....45
- Figura 3.1 - Imagem da tela do MAYA mostrando as figuras da vértebra T6, importadas nos planos *side* e *top*.53
- Figura 3.2 - Imagem da tela do MAYA, representando a importação da figura da 6ª vértebra torácica nas visões *top*, *side* e *persp*, mostrando a interação entre elas.53
- Figura 3.3 - Imagens do cubo criado no programa MAYA, sobreposto ao corpo vertebral nos planos *side* e *top*.54
- Figura 3.4 - Subdivisão do cubo em altura, profundidade e largura, nas visões *top* e *side*.....54
- Figura 3.5 - Vista sagital da modelagem da vértebra T6, em fase mais avançada, onde foi utilizado o processo de expandir e encolher os vértices.55
- Figura 3.6 - Modelagem completa da vértebra T6, em vista sagital, na tela no Maya.....55
- Figura 3.7 - Modelagem completa da vértebra T6, em vista superior (AROEIRA *et al.* 2017a) ..56

Figura 3.8 - Redimensionamento da vértebra T6, segundo parâmetros da literatura.....	56
Figura 3.9 - Modelagem do disco intervertebral T7-T8 a partir da primitiva <i>Cylinder</i>.	57
Figura 3.10 - Modelagem das vértebras T7, T8 e do disco intervertebral T7-T8, segundo parâmetros da literatura.....	58
Figura 3.11 - Modelagem do segmento T7-T8, com visualização modo RX, onde se distinguem a concha cortical, a camada interna de osso esponjoso, o anel fibroso e núcleo do disco intervertebral.	58
Figura 3.12 - Segmento torácico T5-T10 com a representação da medição do ângulo de Cobb, cujo arco cifótico apresentou o valor de 31,25°.	60
Figura 3.13 - Modelagem final do segmento torácico T5-T10, nas visões: a) sagital esquerda com curva, b) sagital esquerda sem curva, c) frontal posterior e d) sagital esquerdo com curva em modo RX, mostrando o osso cortical e trabecular dos corpos vertebrais T5, T6, T7, T8, T9 e T10, os respectivos discos intervertebrais com seu anel fibroso e núcleo pulposo, segmentos posteriores com as articulações facetarias.....	61
Figura 3.14 - Modelo geométrico T5-T10 apresentando o ligamento Supraespinhoso (5 elementos em corda na cor verde) e o ligamento Intertransversário (10 elementos em corda, na cor azul).....	62
Figura 3.15 - Modelo geométrico T5-T10 apresentando o ligamento Flavum e seus 40 elementos, 8 elementos em cada segmento móvel da coluna vertebral.....	62
Figura 4.1 - Modelo geométrico da unidade funcional T7-T8, importado para o Ansys em malha no formato .stl.....	69
Figura 4.2 - Modelo geométrico da unidade funcional T7-T8 em malha volumétrica 3D.....	69
Figura 4.3 - Modelo geométrico da unidade funcional T7-T8, em corte sagital, onde se observa uma estrutura em malha sólida e o destaque, dentro do círculo, para a articulação facetaria.....	70
Figura 4.4 - Condições de contorno do segmento móvel T7-T8, onde estão representados o engaste na porção inferior da vértebra T8 e a carga axial distribuída na superfície superior da vértebra T7.....	71
Figura 4.5 - Distribuição da Tensão Mínima Principal vista no modelo da unidade funcional T7-T8, em condição de inclinação anterior.....	72
Figura 4.6 - Tensão mínima principal na superfície articular das facetas da vértebra T8.....	72
Figura 4.7 - Distribuição de tensões na face superior do disco intervertebral T7-T8.....	73
Figura 4.8 - Distribuição de tensões na face inferior do disco intervertebral T7-T8.....	73
Figura 4.9 - Distribuição da Tensão Mínima Principal vista no modelo de unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação posterior de 15°.....	74
Figura 4.10 - Tensão Mínima Principal sobre a superfície articular das facetas da vértebra T8, em condição de coluna retificada.	74
Figura 4.11 - Distribuição de tensões na face superior do disco intervertebral T7-T8, em condição de inclinação posterior de 15°.....	75
Figura 4.12 - Distribuição de tensões na face inferior do disco intervertebral T7-T8, em condição de inclinação posterior de 15°.....	75
Figura 4.13 - Vista lateral do campo de deslocamento na unidade funcional T7-T8, em condição de inclinação anterior.....	76
Figura 4.14 - Vista lateral do campo de deslocamento na unidade funcional T7-T8, em condição de inclinação posterior.....	76

- Figura 4.15** - Imagem da tela do software Maya, onde observa-se a sobreposição da malha em uma das superfícies articulares das facetas no processo de geração do modelo geométrico.....78
- Figura 4.16** - Imagem da sobreposição entre as superfícies articulares em uma das facetas durante processo de geração de malha no Ansys.78
- Figura 4.17** - Localização das vértebras do segmento torácico T5-T10 do presente estudo.....82
- Figura 4.18** - Corte longitudinal do segmento torácico retificado (T5-T10), em malha volumétrica.85
- Figura 4.19** - Representação da força axial (eixo y) de 400 N foi aplicada na forma de pressão sobre uma região circular no platô superior do corpo vertebral de T5.88
- Figura 4.20** - Condição de contorno aplicada aos modelos T5-T10, em condição de cifose (à esquerda) e ausência de cifose (à direita), onde se observa o engaste no platô inferior de T10, uma força axial de 400 N, na forma de pressão, no platô superior de T5 e carga ligamentar assimétrica na unidade funcional T8-T9.88
- Figura 4.21** - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital, na condição de cifose e carga ligamentar assimétrica associada a pressão axial, em flexão anterior (seta), mais acentuado na porção cefálica e, gradativamente, reduzindo no sentido caudal.....90
- Figura 4.22** - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital esquerdo, na condição de retificação e carga ligamentar assimétrica associada a pressão axial, em flexão anterior (seta), mais acentuado na porção cefálica e, gradativamente, reduzindo no sentido caudal.91
- Figura 4.23** - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital esquerda, na condição de cifose e carga ligamentar assimétrica apresentando movimento extensor (seta), mais acentuado do conjunto vertebral na porção cefálica e, gradativamente, reduzindo no sentido caudal.....91
- Figura 4.24** - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital esquerda, na condição de retificação e carga ligamentar assimétrica apresentando movimento extensor (seta), mais acentuado do conjunto vertebral na porção cefálica e, gradativamente, reduzindo no sentido caudal.....92
- Figura 4.25** - Segmento T5-T10, em condição de cifose, carga ligamentar assimétrica e carga axial, sem deslocamento significativo do conjunto vertebral no plano frontal posterior.93
- Figura 4.26** - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão frontal posterior, na condição de retificação, com carga ligamentar assimétrica e carga axial, demonstrando um deslocamento assimétrico mais acentuado nas vértebras T8 e T9 (setas), com desalinhamento dos processos espinhosos de e processos transversos.94
- Figura 4.27** - Segmento T7-T10, em vista frontal posterior, condição de cifose e, somente, carga ligamentar assimétrica T8-T9, onde se observa um deslocamento dos processos espinhosos, para sentidos opostos, T8 (entre 0,154 mm e 0,108 mm) e T9 (entre -0,120 mm e -0,166 mm).95
- Figura 4.28** - Segmento T5-T10, em vista frontal posterior, condição de retificação e, somente, carga ligamentar assimétrica T8 T9, onde se observa um deslocamento dos processos espinhosos, para sentidos opostos, T8 (entre 0,115 e 0,100 mm) e T9 (entre zero e -0,653 mm), além de deslocamentos assimétricos, em concavidade para a direita, dos processos transversos de T8 e T9 (setas).95
- Figura 4.29** - Tensões de cisalhamento nas facetas articulares do segmento T9 em relação a T8, e inferior de T9 em relação a T10, em coluna retificada com carga ligamentar assimétrica e pressão axial, demonstrando maiores tensões nas facetas superiores e inferiores mais à direita, variando entre 10 MPa e 2,5 MPa.....96

- Figura 4.30** - Imagem das tensões de cisalhamento nas facetas articulares do segmento T9 em relação a T8, e inferior de T9 em relação a T10, em coluna retificada com carga ligamentar assimétrica, demonstrando maiores tensões nas facetas superiores, variando entre 17,5 MPa e 2,5 MPa, e próximas a zero nas facetas inferiores..... 97
- Figura 4.31** - Imagem das tensões de cisalhamento nas facetas articulares de T9 em relação a T8 e T10, na condição de cifose, carga ligamentar assimétrica e pressão axial, demonstrando tensões mais simétricas que variaram entre 10 MPa e 5 MPa nas articulações superiores e 7,5 e 2,5 MPa nas articulações inferiores..... 97
- Figura 4.32** - Tensões de cisalhamento nas facetas articulares de T9 em relação a T8 e T10, na condição de cifose e carga ligamentar assimétrica, demonstrando tensões mais simétricas que variaram entre 7,5 MPa e 2,5 MPa nas articulações superiores e, nas articulações inferiores, os valores foram próximos a zero..... 98
- Figura 4.33** - Tensões nos discos intervertebrais T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de cifose torácica, pré-carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário e tensão axial, onde foram observadas maiores tensões de compressão na porção anterior entre -0,64 MPa e -2,86 Mpa..... 99
- Figura 4.34** - Tensões nos discos intervertebrais T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de cifose torácica e, somente, carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário..... 100
- Figura 4.35** - Tensões nos discos intervertebrais T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de retificação torácica, carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário e tensão axial..... 100
- Figura 4.36** - Tensões nos discos intervertebrais T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de retificação torácica e, somente, carga unilateral nos ligamentos Flavum e Intertransverso. 101
- Figura 4.37** - Deslocamentos rotacionais da vértebra T9, no plano XZ, em visão de topo, sob carga axial e carga ligamentar assimétrica T8-T9, nas condições de cifose (A) e retificação da cifose (B), com deslocamentos próximos a zero em toda a estrutura de (A); e deslocamento no sentido anti-horário em (B)..... 102
- Figura 4.38** - Deslocamentos rotacionais da vértebra T8, no plano XZ, em visão de topo, sob carga axial e carga ligamentar assimétrica T8-T9, nas condições de cifose (A) e retificação da cifose (B), com deslocamentos próximos a zero em toda a estrutura de (A); e deslocamento no sentido horário em (B)..... 102
- Figura 4.39** - À esquerda, vista sagital do segmento torácico T5-T10 em condição de curva cifótica; à direita, vista frontal posterior do mesmo segmento torácico T5-T10, submetido a carga axial de 400 N em T5 e desbalanço ligamentar em T8-T9. 103
- Figura 4.40** - À esquerda, vista sagital do segmento torácico T5-T10 em condição de retificação da cifose; à direita, vista frontal posterior do mesmo segmento torácico T5-T10, submetido a carga axial de 400 N em T5 e desbalanço ligamentar em T8-T9. 103
- Figura 4.41** - Vista frontal posterior do segmento T8-T9, em condição de retificação da cifose e carregamento axial de 400 N associado a carga assimétrica nos ligamentos Flavum e Intertransverso (à esquerda); e condição de, somente, carga assimétrica nos referidos ligamentos (à direita). 104

LISTA DE TABELAS

Tabela 3-1 - Dimensões das vértebras torácicas de adulto [mm].....	59
Tabela 3-2 - Escala do modelo de adulto para meninas de 10 anos em período de mudança geométrica no início do estirão de crescimento.	60
Tabela 4-1 - Média das propriedades materiais e desvios padrão para partes do osso das vértebras torácica e do disco intervertebral.	67
Tabela 4-2 - Tipos de elementos e parâmetros do modelo da unidade funcional T7-T8.	68
Tabela 4-3 - Simulação de malha e tamanhos dos elementos por região.	83
Tabela 4-4 - Qualidade da malha na condição de cifose.	84
Tabela 4-5 - Qualidade da malha na condição de cifose retificada.....	84
Tabela 4-6 - Propriedades materiais e especificações materiais para o osso das vértebras e disco intervertebral do segmento T5-T10.....	86
Tabela 4-7 - Propriedades geométricas e de rigidez dos ligamentos Flavum, Intertransversário Supraespinhoso.....	87
Tabela 4-8 - Deslocamento global do segmento médio torácico T5-T10 nas condições de cifose e cifose retificada em presença de carga axial [400 N] e carga ligamentar assimétrica [10 N] e, somente, carga ligamentar assimétrica [10 N].	92
Tabela 4-9 - Tensões de cisalhamento máximas nas facetas articulares de T9 em relação à T8 e T10, nas condições de cifose e cifose retificada, carga axial [400 N] e pré-carga ligamentar [10 N] e, somente, pcarga ligamentar assimétrica [10 N].....	98
Tabela 4-10 - Deslocamento em rotação axial das vértebras T8 e T9 nas condições de cifose e cifose retificada em presença de carga axial [400 N] e carga ligamentar assimétrica [10N] e, somente, carga ligamentar assimétrica [10 N]	101

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CFD	Computational fluid dynamics
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CTI	Centro de Tecnologia da Informação
EF	Elementos Finitos
EIA	Escoliose Idiopática do Adolescente [AIS - Adolescent Idiopathic Scoliosis]
FAPEMIG	Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Minas Gerais
MEF	Método de Elementos Finitos
MEL	<i>May Embedded Language</i>
NURBS	Non-Uniform Rational B-Splines
RNM	Ressonância Nuclear Magnética
SAD	Sistemas de Auxílio ao Diagnóstico
STL	<i>Stereolitography</i>
TC	Tomografia Computadorizada
UFC	Unidade Funcional da Coluna

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	25
1.1	Motivação e justificativa	27
1.2	Objetivos	29
1.3	Visão geral da tese.....	30
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	33
2.1	Anatomia e fisiologia da coluna vertebral.....	33
2.2	Biomecânica da coluna vertebral	35
2.3	Estabilidade mecânica da coluna vertebral	37
2.3.1	Relação entre as curvas sagitais da coluna vertebral e sua estabilidade	38
2.4	A escoliose idiopática do adolescente	39
2.4.1	Teorias com base biomecânica para o desenvolvimento da escoliose	42
2.4.2	Relação entre escoliose idiopática do adolescente e as curvas vertebrais no plano sagital.....	44
2.5	Modelagem geométrica 3D da anatomia humana	46
2.6	Análise computacional por elementos finitos	47
2.7	Estudos computacionais da coluna vertebral utilizando o Método de Elementos Finitos.....	48
3	MODELAGEM GEOMÉTRICA 3D DA COLUNA VERTEBRAL.....	51
3.1	Critérios utilizados para adoção da ferramenta de modelagem gráfica.....	51
3.2	Modelagem do segmento móvel T7-T8	52
3.2.1	Interface gráfica do Autodesk® Maya®	52
3.3	Modelagem do segmento torácico T5-T10	59
4	SIMULAÇÃO NUMÉRICA COM O MEF	63
4.1	Simulação numérica da UFC T7-T8	63
4.1.1	Propriedades materiais e tipos de elementos.....	67
4.1.2	Condição de carregamento e de contorno	68
4.1.3	Resultados	71
4.1.3.1	Tensão Mínima Principal, unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação anterior.....	71
4.1.3.2	Tensão Mínima Principal, Unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação posterior de 15°, em relação ao modelo anterior.....	73
4.1.3.3	Deslocamentos na unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação anterior.....	75
4.1.3.4	Deslocamentos na unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação posterior de 15°	76

4.1.4	Discussão	77
4.2	Simulação numérica do segmento torácicoT5-T10	81
4.2.1	Metodologia.....	83
4.2.1.1	Geração da malha.....	83
4.2.1.2	Propriedades materiais	85
4.2.1.3	Condições iniciais e de contorno	87
4.2.2	Resultados.....	89
4.2.2.1	Deslocamentos	89
4.2.2.2	Tensões de cisalhamento máximas	96
4.2.2.3	Máxima e mínima tensão principal do disco	99
4.2.3	Discussão	104
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	111
5.1	Conclusões.....	113
	REFERÊNCIAS.....	115
	APÊNDICE A - Método não ionizante de reconstrução 3D no diagnóstico das alterações posturais e deformidades vertebais	125
	ANEXO A - Depósito de pedido de patente.....	137
	ANEXO B - Valores das constantes de rigidez (K) dos ligamentos Inter-transversário, Supraespinhoso e Flavum, considerados elemento de GAP.....	141
	ANEXO C - Valores da pré-carga dos ligamentos Intertransversário, Supraespinhoso e Flavum.....	143

1 INTRODUÇÃO

Alterações vertebrais têm alta prevalência e são objeto de estudo em um número extraordinário de trabalhos *in vivo* e *in vitro*. Existem três deformidades relacionadas ao crescimento vertebral e que acometem crianças saudáveis: doença de Scheuermann, spondilolistese e, a mais comum entre elas, a Escoliose Idiopática do Adolescente (EIA). Doença de Scheuermann e spondilolistese já são, prontamente, relacionadas a alterações no campo mecânico (CASTELEIN *et al.*, 2005). Ao contrário, muitas teorias são apresentadas para a patogênese da EIA. Sèze e Cugy (2012), em estudo de revisão, propuseram quatro mecanismos patogênicos principais: a desregulação assimétrica do crescimento ósseo, susceptibilidade dos ossos à deformação, a manutenção anormal do sistema espinhal passivo e a manutenção do sistema espinhal ativo perturbado resultando em alterações mecânicas. Blecher *et al.* (2017) associaram o fator de transcrição Runx3 aos mecanorreceptores proprioceptivos e medula espinhal na alteração do alinhamento da coluna vertebral e surgimento da escoliose.

Nesse estudo, a atenção é voltada para alterações no carregamento da coluna torácica de jovens, sem maturação óssea completa, causadas por mudanças morfológicas ou posturais que podem constituir um dos elementos precursores da deformidade tipo EIA. Essa deformidade corresponde a 80% de todos os tipos de escoliose e acomete de 2% a 4% dos jovens adolescentes em todo o mundo (DRISCOLL *et al.*, 2009).

Devido à indisponibilidade de peças anatômicas e imaturidade dos sistemas orgânicos, torna-se difícil propor um estudo biomecânico *in vivo* ou *in vitro* de coluna vertebral de indivíduos jovens. Vários estudos experimentais, relacionados ao direcionamento de cargas agindo na coluna vertebral, foram realizados com uso de coluna vertebral fresca de animais, como suínos (YINGLING, MCGILL, 1999; VAN DIEËN *et al.*, 2006; KOUWENHOVEN *et al.*, 2007), ovelhas (LATIF, 2011) ou com segmento de coluna de cadáveres humanos, normalmente, em idade avançada (PANJABI, BRAND, WHITE, 1976; KOUWENHOVEN *et al.*, 2007). Apesar da base anatômica da coluna daqueles animais apresentarem muitas similaridades com a coluna humana, a deformação tipo escoliose nunca foi observada em quadrúpedes (CASTELEIN, VAN DIEËN, SMIT, 2005).

Em décadas recentes, estudos computacionais com o Método de Elementos Finitos (MEF) têm sido utilizados com sucesso nas análises biomecânicas e no entendimento das alterações

vertebrais (GHISTA *et al.*, 1988; TEO and NG, 2001; KAKOL *et al.*, 2003; XIA *et al.*, 2003; HEIDARI *et al.*, 2004; LODYGWSKI *et al.*, 2005; WIERSZYCKI *et al.*, 2006; VAN DER PLAATS *et al.*, 2007; TYNDYK *et al.*, 2007; FOK *et al.*, 2010; CHENG *et al.*, 2010; MEIJER *et al.*, 2010; TRAVERT *et al.*, 2011; RAJASEKARAN *et al.*, 2011; LAN *et al.*, 2013; DONG *et al.*, 2013).

Ao longo do tempo, diferentes modelos geométricos da anatomia humana têm sido utilizados nestes estudos *in silico*. Os referidos modelos vão desde versões simples, com representação dos elementos como simples barras e cilindros, até modelos volumétricos completos, representando de maneira mais realista as partes anatômicas em estudo. Nos estudos referidos anteriormente, a técnica mais utilizada na obtenção da geometria 3D da anatomia humana foi embasada em Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Nuclear Magnética (RNM). Esses recursos, importantes pela possibilidade de representar fidedignamente a estrutura anatômica, geram modelos personalizados e não representam uma população geral devido à grande variabilidade anatômica inerente ao corpo humano (FLETCHER *et al.*, 2015). Além disso, o exame de TC encontra-se na categoria de exames invasivos pelo alto índice de radiação ionizante e, juntamente com a RNM, são de alto custo, o que não os tornam atraentes para aquisição de modelos geométricos para estudos não personalizados. Esses exames são realizados na posição de decúbito, quando a posição ortostática constitui um pré-requisito na garantia da reprodução real das alterações morfológicas vertebrais.

Assim, a contribuição desse estudo está em testar a aplicabilidade de ferramentas da engenharia num ambiente de bioengenharia. Um modelo geométrico 3D de um segmento torácico da coluna vertebral é gerado usando software de modelagem 3D e referências de imagens gráficas e medidas anatômicas consagradas. Posteriormente, esse modelo é aplicado em análise numérica computacional com o MEF, cujas formulações intrínsecas ao programa são fundamentadas pelas soluções clássicas da mecânica dos sólidos. Dessa forma, é apresentada uma alternativa ao uso de TC ou RNM para a produção de conteúdo 3D da anatomia da coluna vertebral em estudo biomecânico com o MEF.

Para a área da ciência e saúde, o estudo das alterações no comportamento biomecânico do segmento torácico vertebral de adolescente, em condição de retificação da cifose fisiológica, poderá contribuir para o melhor entendimento do gatilho que dispara o fenômeno da EIA e seu aspecto preventivo.

1.1 Motivação e justificativa

A escassez de estudos da biomecânica da coluna vertebral de crianças e adolescentes, em condições normais, é um fato constatado em pesquisa bibliográfica. Por outro lado, há um número expressivo de estudos dedicados à EIA já instalada, considerada a deformidade vertebral mais comum nesta faixa etária. A identificação tardia das alterações vertebrais em crianças e adolescentes é um dos fatores que chama a atenção. Para Driscoll *et al.* (2009), a compreensão inadequada dos fatores de risco envolvidos na progressão da EIA retarda o início do tratamento, até que se mostrem sinais da deformidade e seu significativo agravamento.

As assimetrias corporais em jovens, muitas vezes identificadas visualmente, deveriam ser quantificadas e submetidas a acompanhamento precoce e sistemático. O diagnóstico e acompanhamento das alterações vertebrais tipo escoliose só inicia quando a deformidade já está visivelmente instalada.

A EIA é a deformidade musculoesquelética mais pesquisada em todo o mundo (HAWES, O'BRIEN, 2008) e, apesar do grande investimento da comunidade científica, sua patogênese permanece desconhecida. Na última década, estudos têm considerado as alterações no perfil das curvas vertebrais no plano sagital, em idade tenra, como fator de risco para a progressão da EIA. Segundo Roussouly *et al.* (2013), a redução da lordose cervical e cifose torácica estão comumente associadas à essa deformidade.

Durante o estirão de crescimento, a cifose torácica mostra-se ligeiramente achatada, voltando ao normal na maioria dos casos. O estudo de Willner e Johnson (1983) comprovou uma redução do arco cifótico no período de 10-12 anos de idade. Estudos demonstram que uma redução significativa desse arco cifótico, denominado hipocifose, encontra-se precocemente presente em escolioses progressivas, diferentemente das escolioses não progressivas (RAN *et al.*, 2014; NAULT *et al.*, 2014).

Castelein, van Dieën e Smit (2005) concluíram que a hipocifose leva à ação de forças de cisalhamento direcionadas para a porção posterior das vértebras, gerando uma instabilidade rotacional no segmento vertebral envolvido. Além disso, segundo Dickson *et al.* (1984), as investigações radiológica, biomecânica e em cadáver da patogênese da escoliose idiopática indicam que muitas crianças normais têm assimetria biplanar durante o crescimento corporal.

A associação desses fenômenos, segundo os pesquisadores, constituiria um dos fatores que desencadearia o processo de deformação da EIA (Fig. 1.1).

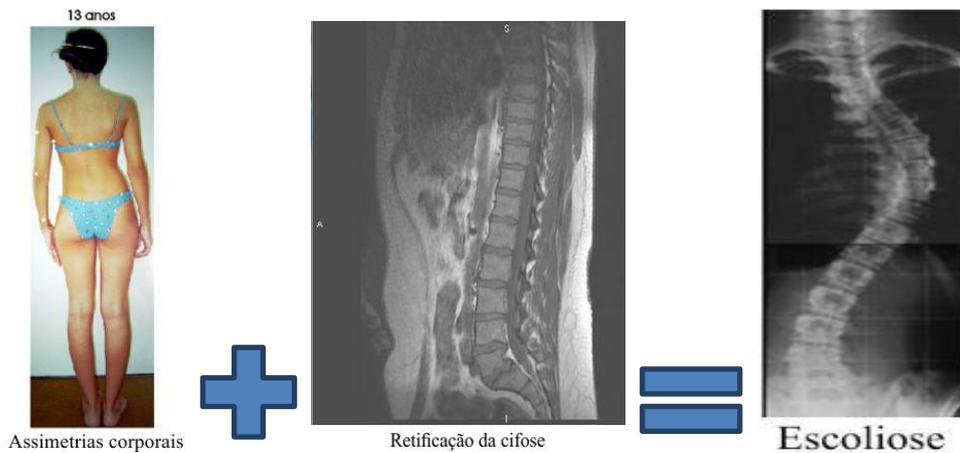


Figura 1.1 - Assimetrias diversas associadas à coluna retificada, no plano sagital, e a consequente deformação tipo Escoliose Idiopática do Adolescente.

Fonte: Arquivo da autora.

Entretanto, a medição angular de Cobb, ao raio-X anteroposterior, é utilizada como único parâmetro para a tomada de decisões terapêuticas na rotina de diagnóstico e acompanhamento da escoliose em jovens. Esse exame é considerado o procedimento “padrão ouro” para esses casos. Busca-se, assim, a existência ou não de curva vertebral no plano coronal e pouca atenção é voltada às alterações nas curvas vertebrais presentes no plano sagital. Estando presente o ângulo de Cobb, no plano coronal, significa que a escoliose já está instalada. Como a patogênese da EIA não está esclarecida, não há um caráter preventivo nos recursos diagnósticos e terapêuticos, até o momento. O estudo de Robitaille *et al.* (1984) comprovou que o maior número de EIA apresenta curvatura inferior a 21°. Entretanto, a conduta médica recomenda como tratamento dessa deformidade, somente, a indicação de colete estabilizador ou cirurgia quando o ângulo de Cobb supera os 25° e 45°, respectivamente. Assim, um grande contingente de indivíduos portadores de escoliose não se enquadra nesse critério médico e ficam excluídos da indicação para tratamento.

Dessa forma, torna-se relevante propor mudança de paradigma nas avaliações das alterações posturais de jovens, entre elas: propor exame da topografia de superfície corpo inteiro para a identificação precoce de assimetrias nos diversos segmentos corporais e não somente do dorso posterior, como tradicionalmente é realizado; identificar a presença de alterações angulares nas curvas sagitais móveis, principalmente, da curva torácica e lombar em indivíduos entre 10 e 12 anos de idade, visando propor intervenção terapêutica precoce.

Estudos biomecânicos experimentais com coluna vertebral de criança e adolescente são raros, muitas vezes, impossibilitados por barreiras éticas ou por escassez de peças anatômicas para análise. Nas últimas décadas, a aplicação de recursos da engenharia em estudos biomédicos tem se tornado um campo fértil em pesquisas e estudos *in silico* se mostram como realidade, alcançando um número expressivo de publicações. Entretanto, ainda são raros quando o tema envolve coluna vertebral de indivíduos jovens. O modelo anatômico virtual, concebido a partir de TC ou RNM para estudos computacionais biomédicos com o MEF, é personalizado e não atende a todos os estudos. Novas técnicas de modelagem 3D da anatomia humana poderão contribuir para estudos não personalizados e poupar jovens de serem submetidos a altas doses de radiação ionizante.

1.2 Objetivos

Avaliar a aplicabilidade de um modelo geométrico 3D da coluna torácica gerado em software de modelagem 3D, com uso de imagens gráficas, em um estudo numérico computacional utilizando o MEF. Analisar qualitativamente os deslocamentos nos modelos gerados, nas condições de cifose torácica e retificação da cifose com isolamento de um gatilho específico, para melhor compreensão dos fatores biomecânicos que disparam o processo de deformação da EIA. O modelo anatômico da coluna torácica *in silico*, concebido a partir destas ferramentas e de informações da condição biológica real, poderá constituir uma técnica alternativa para estudos biomecânicos de indivíduos jovens.

Como objetivos específicos pretende-se:

- Gerar dois modelos geométricos 3D do segmento de coluna torácica de adolescente (T5-T10), com cifose e com retificação da cifose, utilizando software comercial de modelagem 3D, a partir de dados de duas imagens gráficas e informações morfométricas de coluna para esta faixa etária.
- Aplicar os modelos gerados em simulação computacional com o MEF, para análise de deslocamentos nas estruturas passivas do segmento T5-T10, vértebras, discos intervertebrais e articulações facetárias.
- Pesquisar um gatilho específico que poderá auxiliar no entendimento da relação entre a cifose torácica, retificação da cifose e EIA.
- Analisar se o fenômeno da EIA foi observado, a partir do desbalanço ligamentar imposto como gatilho, para ambas as condições – cifose e retificação da cifose.

- Comparar os dados obtidos com a literatura pertinente e, a seguir, propor uma metodologia para rastreamento precoce das assimetrias corporais e alterações vertebrais em crianças e adolescentes.

1.3 Visão geral da tese

A proposta apresentada neste trabalho consiste, primeiramente, na modelagem geométrica 3D da estrutura anatômica a partir de imagens gráficas. Numa segunda etapa, propõe-se a aplicação do modelo gerado em programas de simulação computacional utilizando o MEF para análise de deslocamentos de algumas das estruturas responsáveis pela estabilidade passiva do segmento torácico T5-T10. Esta metodologia de modelagem 3D tem sido utilizada na construção de sistemas que têm a realidade virtual como tecnologia básica para auxílio didático em estudos médicos. Entretanto, não foi encontrado na literatura estudo biomédico que tenha aplicado essa metodologia em análise numérica com o MEF.

A seção 2 apresenta o estado da arte utilizado para dar suporte científico ao desenvolvimento deste estudo e foi dividida em sete subitens. Primeiramente, aborda-se a anatomia e fisiologia da coluna vertebral e, especificamente, o segmento torácico. Em seguida, aborda-se a biomecânica e os mecanismos de estabilidade mecânica da coluna vertebral, com informações relevantes para a elaboração desse estudo. Para maior entendimento dos objetivos propostos, apresenta-se a relação entre as curvas sagitais da coluna vertebral e sua estabilidade. O capítulo segue com a apresentação de um texto descritivo sobre a deformidade vertebral mais comumente encontrada, a EIA, cujo local de maior incidência é o segmento torácico da coluna vertebral – objeto de estudo neste trabalho. A seguir, uma conceituação da análise computacional pelo MEF é apresentada e, após, aborda-se o estado da arte de estudos computacionais realizados com a coluna vertebral utilizando o MEF. Por fim, apresenta-se a metodologia utilizada para a modelagem geométrica 3D da coluna vertebral.

A seção 3 introduz a proposta metodológica deste estudo, com a descrição detalhada do processo utilizado para a modelagem geométrica 3D do segmento da coluna torácica, a partir de imagens gráficas, utilizando o software de modelagem 3D Autodesk[®] Maya[®]. Nesta seção apresenta-se a modelagem inicial da unidade funcional da coluna (UFC) T7-T8 e, a partir dela, a modelagem do modelo final do segmento torácico T5-T10 nas condições de cifose e hipocifose.

A seção 4 expõe o procedimento metodológico central desta tese, com a análise numérica computacional com o MEF, inicialmente, num estudo piloto com a UFC T7-T8 e, posteriormente, o estudo com o segmento T5-T10 na condição de cifose e ausência da cifose e os resultados obtidos.

A seção 5 aborda algumas considerações e conclusões das etapas realizadas.

Após as referências, apresenta-se como referências complementares os artigos publicados e aqueles aceitos para publicação, resultantes desta Tese de Doutorado.

Por fim, exhibe-se como apêndice o estudo de um método não ionizante para reconstrução corporal 3D no diagnóstico das alterações posturais e deformações vertebrais, que se encontra em andamento, além de tabelas e pareceres.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção, apresenta-se o estado da arte do tema central deste estudo, utilizado para dar suporte científico ao seu desenvolvimento.

2.1 Anatomia e fisiologia da coluna vertebral

A coluna vertebral humana é uma estrutura complexa que integra o chamado esqueleto axial juntamente com a caixa torácica e a calota craniana (Fig. 2.1). É uma típica estrutura de comportamento mecânico e constitui o principal conjunto musculoesquelético humano de suporte de cargas. Possui três funções biomecânicas fundamentais: (1) garantir, de forma estável, a transferência de carga ao longo de seu conjunto anatômico; (2) permitir mobilidade e flexibilidade fisiológica suficientes; (3) proteger a delicada medula espinhal de forças e movimentos prejudiciais (KURUTZ, 2010).

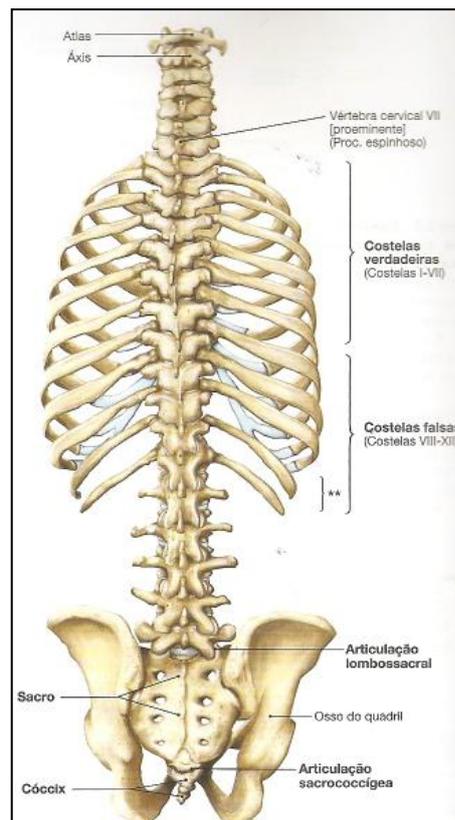


Figura 2.1 - Coluna torácica e suas 12 costelas, formando a caixa torácica, em vista posterior.

Fonte: Sobotta (2012, p. 46).

A coluna vertebral é constituída por quatro segmentos com um número específico de vértebras em cada um deles: cervical (C1-C7), torácica (T1-T12), lombar (L1-L5) e sacral

(S1-S5) (Fig. 2.2 A). No plano sagital (lateral), apresenta quatro concavidades naturais: convexa anteriormente (lordose), presente nos segmentos cervical e lombar e convexa posteriormente (cifoses), localizada na região torácica e sacral (Fig. 2.2 A). No plano coronal ou frontal posterior, a coluna aparece reta e simétrica (Fig. 2.2 B).

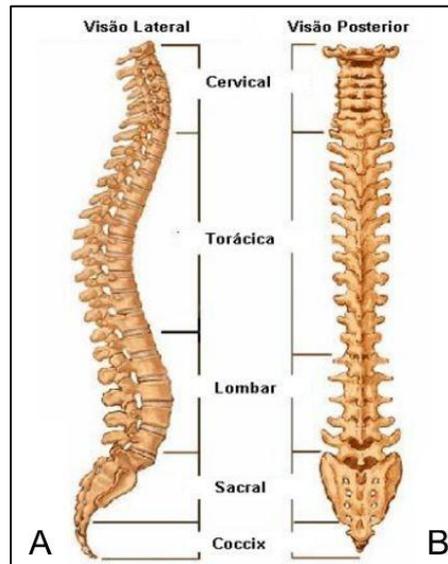


Figura 2.2 - Anatomia da coluna vertebral - A) visão lateral e B) visão posterior.

Fonte: Adaptado de Sobotta (2012, p. 48 e 49).

Suas vértebras possuem duas partes principais: o corpo vertebral na porção anterior e o arco vertebral posterior (Fig. 2.3).

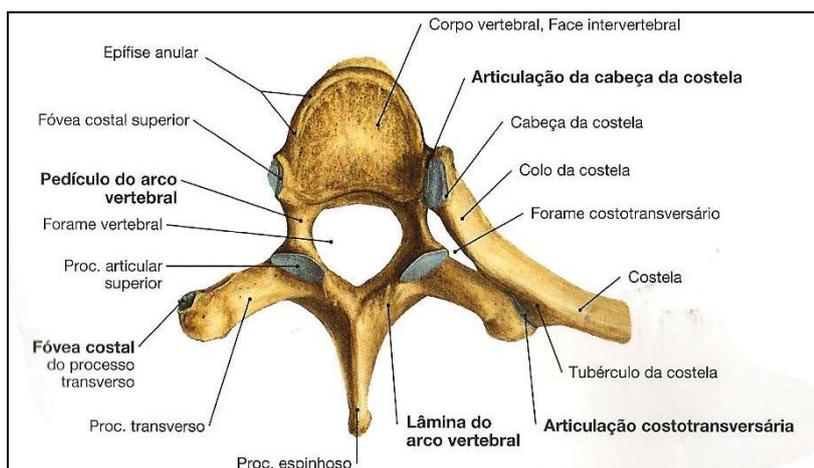


Figura 2.3 - Imagem superior de uma vértebra torácica, onde se destacam o seu corpo anterior cilíndrico, e o arco posterior formando o forame ou canal medular e o processo articular superior.

Fonte: Sobotta (2012).

O corpo vertebral é a parte mais maciça da vértebra e, em geral, possui a forma cilíndrica. Estes corpos estão reunidos entre si pelo disco intervertebral. O arco posterior, em formato de

ferradura, se articula com os segmentos suprajacentes e infrajacentes pelo processo articular, ou articulação facetária, de cada lado da vértebra. Além disso, apresenta dois pedículos que estão implantados atrás do corpo vertebral, seguidos de dois processos articulares com suas articulações cartilaginosas e seus prolongamentos laterais denominados processos transversos que, por sua vez, são finalizados em duas lâminas que se unem ao centro formando um prolongamento denominado processo espinhoso (CALAIS-GERMAIN, 1992) (Fig. 2.3). A sucessão de todos os arcos posteriores forma o longo canal raquidiano que abriga a medula espinhal.

Uma UFC, também chamada de segmento móvel, consiste de duas vértebras interagindo com os tecidos moles adjacentes. A porção anterior do segmento móvel compõe-se de dois corpos vertebrais sobrepostos, o disco intervertebral e os ligamentos longitudinais. A porção posterior da UFC constitui-se pelo arco vertebral posterior das duas vértebras envolto pelos ligamentos Flavum, também chamado ligamento Amarelo, Interespinhoso, Intertransversário, Supraespinhoso e ligamento Capsular envolvendo as articulações facetárias (Fig. 2.4).

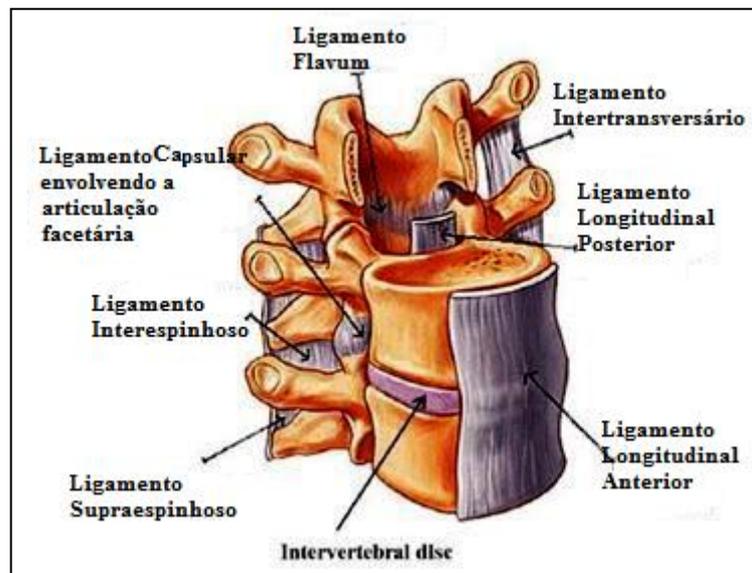


Figura 2.4 - Unidade funcional da coluna vertebral, composta de duas vértebras, seu disco intervertebral e seus ligamentos.

Fonte: Adaptado de MEIJER (2011).

2.2 Biomecânica da coluna vertebral

Devido ao pequeno movimento realizado por cada UFC, o movimento global de uma coluna envolve o somatório de seus múltiplos segmentos. Em teoria, uma UFC (quando considerada como corpo rígido) tem seis graus de liberdade, três de rotação e três de translação. Uma vez

que as rotações causam maiores amplitudes de movimento na UFC que as translações, os movimentos rotacionais são mais relevantes na escoliose. Os três movimentos globais de rotação são: flexão anterior e extensão posterior (4), flexão lateral (6) e rotação axial (Fig. 2.5).

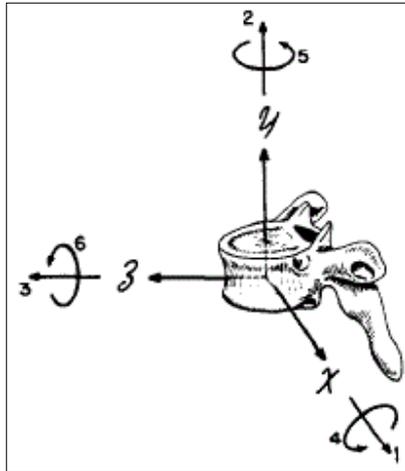


Figura 2.5 - Sistema de coordenada tridimensional identificando os movimentos de translação e rotação das vértebras ao longo ou em volta de três eixos, produzindo seis graus de liberdade.

Fonte: Lee (1993).

A amplitude de movimento permitido em cada UFC é governada por restrições anatômicas que variam entre as regiões da coluna vertebral e diferem para cada movimento. Principalmente, a forma e orientação das articulações facetárias determinam a mobilidade da coluna vertebral (KAPANDJI, 1987) (Figs. 2.6 e 2.7).

As diferenças morfológicas das vértebras torácicas influenciam diretamente os movimentos realizados neste segmento da coluna. O movimento de rotação axial torácico é diferente daquele realizado na coluna lombar. Um dos motivos é a orientação diferenciada das articulações zigoapofisárias ou facetárias, que estão orientadas em diferentes ângulos conforme varia o segmento da coluna vertebral. Essa articulação é classificada como sinovial, por ser constituída de cápsula articular, cartilagem hialina e hidratada por líquido sinovial, que torna sua fricção muito baixa (CRAMER, DARBY, 2013). Elas estão localizadas na porção posterior de cada lado das vértebras conectando seu arco posterior superiormente e inferiormente. Uma de suas funções é prevenir o deslocamento anterior de uma vértebra em relação à outra, além de auxiliar na transmissão de cargas compressivas, com capacidade de absorver cerca de 20% dessa carga compressiva na posição de pé. A orientação do ângulo articular das apófises torácicas é de 20° em relação ao plano frontal posterior, que limita o cisalhamento anteroposterior de uma vértebra em relação a outra (Fig. 2.6). Diferentemente, a

orientação das apófises lombares é de 45° em relação ao mesmo plano, que limita não somente o cisalhamento anteroposterior, mas, também, o cisalhamento mediolateral e a rotação axial (MEIJER, 2011) (Fig. 2.7). Na vértebra torácica, a interlinha dessas apófises está contida sobre uma superfície cilíndrica, cujo eixo situa-se aproximadamente no centro do corpo da vértebra. Diferentemente, na vértebra lombar, a interlinha das apófises encontra-se sobre uma superfície cilíndrica cujo centro está situado atrás do corpo vertebral. Isto permite que a rotação elementar entre duas vértebras torácicas seja pelo menos três vezes superior ao que ocorre entre duas vértebras lombares (KAPANDJI, 1987).

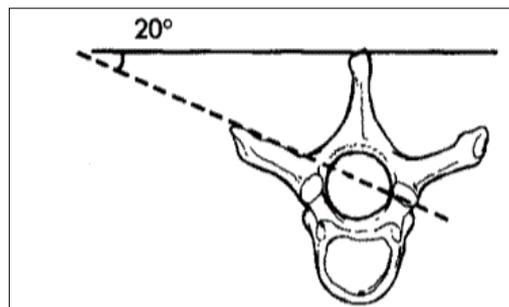


Figura 2.6 - Orientação do ângulo articular das facetas torácicas de 20° em relação ao plano frontal posterior.
Fonte: Meijer (2011).

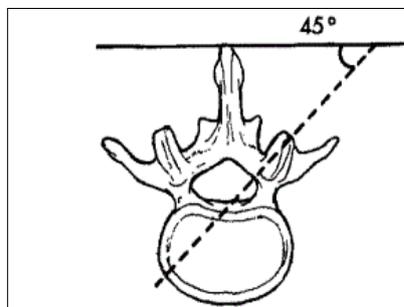


Figura 2.7 - Orientação das facetas lombares de 45° em relação ao plano frontal posterior.
Fonte: Meijer (2011).

2.3 Estabilidade mecânica da coluna vertebral

A primeira abordagem sistemática para análise da estabilidade mecânica da coluna vertebral foi realizada por Panjabi, White e Johnson (1975). Os autores usaram um modelo biomecânico *in vitro* de uma UFC da coluna cervical humana. Em 1988, Scholten *et al.* descreveram a estabilidade vertebral segundo três aspectos: clínico, anatômico e mecânico. A estabilidade clínica foi descrita como a habilidade da coluna em limitar os padrões de deslocamentos, quando em presença de cargas fisiológicas e, assim, prevenir dor ou deformidades devido a mudanças estruturais. Para Panjabi (2003) a instabilidade clínica é a

perda da habilidade da coluna em manter seu padrão de deslocamento sob o efeito de cargas fisiológicas. A estabilidade anatômica, segundo Scholten *et al.* (1988), relaciona-se com o movimento da articulação, e está embasada em parâmetros morfométricos podendo ser descrita como a medida da mobilidade de uma articulação. A articulação em *close-packed*, ou posição travada, é dita ser estável devido à compressão causada pelas estruturas que a circundam. Por outro lado, a estabilidade mecânica da coluna foi descrita como a situação na qual há uma consistente relação entre a posição e as forças necessárias para manter essa posição. Para Scholten *et al.* (1988), a instabilidade mecânica acontece quando uma grande mudança de posição ocorre em presença de, somente, uma pequena mudança na força aplicada.

Panjabi (1992) dividiu o sistema de estabilidade da coluna em três subsistemas: (1) subsistema passivo, composto pelas vértebras, discos e ligamentos; (2) subsistema ativo, composto pelos músculos e tendões em volta da coluna; (3) subsistema neural, composto pelos nervos e sistema nervoso central, o qual determina a necessidade de estabilidade pelo monitoramento de vários sinais transdutores. Segundo Oliveira *et al.* (2009), o conhecimento dos mecanismos de instabilidade, assim como do controle e interação dos referidos subsistemas para garantir a estabilidade articular da coluna, ainda é controverso.

2.3.1 Relação entre as curvas sagitais da coluna vertebral e sua estabilidade

A coluna vertebral não é perfeitamente reta, embora pareça ter essa forma no plano frontal. Vista no plano sagital, são visíveis quatro concavidades, arqueando posteriormente e anteriormente ao plano coronal obtendo uma forma senoidal em S (Fig. 2.2). Estas curvas são normais e nos ajudam nas atividades diárias promovendo equilíbrio, economia em termos de efeitos mecânicos e energia muscular, flexibilidade e auxílio na absorção de tensões nas atividades de impacto como saltos e corridas (ANDERSON, 2007; LEGAYE, DUVAL-BEAUPERE, 2008). Dessas curvas, a concavidade anterior, chamada de cifoses torácica e sacral, são referidas como curvas primárias, pois são nativas dos seres humanos. A medida angular normal do arco formado pela cifose torácica apresenta valores muito distintos na literatura, variando de 20° a 50°. No estudo de Teixeira e Carvalho (2007), com 58 indivíduos adultos saudáveis, os autores obtiveram uma média de 42,8° de cifose torácica, medidos pelo método de Cobb em radiografia. A Fig. 2.8 apresenta um exemplo de medição do ângulo de Cobb torácico em imagem sagital da coluna vertebral, obtida em atlas de anatomia humana,

cujo valor angular foi $30,03^\circ$. As lordoses, concavidade posterior cervical e lombar, são ditas secundárias e compensatórias, pois são adquiridas após o nascimento. Elas são um recurso para manter a cabeça centralizada sobre o tronco e os pés. Segundo estudos de Wagner *et al.* (2012), a lordose reduz os torques articulares locais necessários para o equilíbrio da coluna na posição ereta. Ao mesmo tempo, aumenta a demanda da musculatura global para proporcionar a estabilidade. A coluna vertebral humana está densamente acondicionada em um materialelástico, que é a bainha de ligamentos.

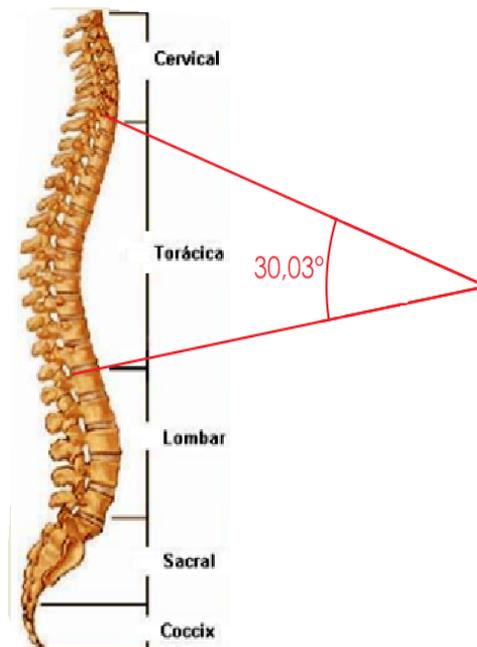


Figura 2.8 - Exemplo de medição da cifose torácica pelo método de Cobb utilizando fotogrametria computadorizada.

Fonte: Adaptada de Sobotta (2012).

Todos os seres vertebrados, exceto o ser humano, têm uma posição flexionada de quadril e um centro de gravidade que está à frente da pelve. Assim, a coluna está sujeita a forças fisiológicas ventrais e axiais. No ser humano agem, também, forças posteriores em certas regiões (CASTELEIN, VAN DIEËN, SMIT, 2005). A postura ereta do ser humano altera significativamente a condição de carregamento da coluna vertebral, e esta condição pode ser relevante para o início da deformidade tipo escoliose.

2.4 A escoliose idiopática do adolescente

Essa deformidade é descrita em materiais datados de 3.500 a 1.800 a.C. Hipócrates, por volta de 400 a.C., descreveu o mau prognóstico em relação ao seu aparecimento precoce, sem fazer

qualquer distinção quanto ao aspecto etiológico. Trata-se de uma alteração da coluna vertebral comum em todo o mundo, caracterizada por deformações nos três planos do espaço: curvatura lateral, lordose torácica e rotação axial (Fig. 2.9). Essa rotação axial é tal que o corpo da vértebra roda para o lado da convexidade da curvatura lateral. A exata sequência na qual o fenômeno de deformação ocorre ainda não está clara (XIONG *et al.*, 2004). Embora existam escolioses de causas já estabelecidas, a forma mais comum é a EIA. Como o próprio nome diz, a causa é desconhecida e compreende 80% delas.



Figura 2.9 - Imagem radiográfica de uma coluna vertebral com escoliose torácica.
Fonte: Aroeira (2009).

A progressão máxima desta deformidade ocorre durante o período de crescimento corporal, sendo que as formas mais graves acometem, majoritariamente, o sexo feminino. Aquelas que alcançam ângulo de curva de 45° ou mais possuem indicação para correção cirúrgica (Fig. 2.10). As órteses, como os *braces*, são prescritos para esqueleto imaturo com curvas entre 25° e 45° (Fig. 2.11).

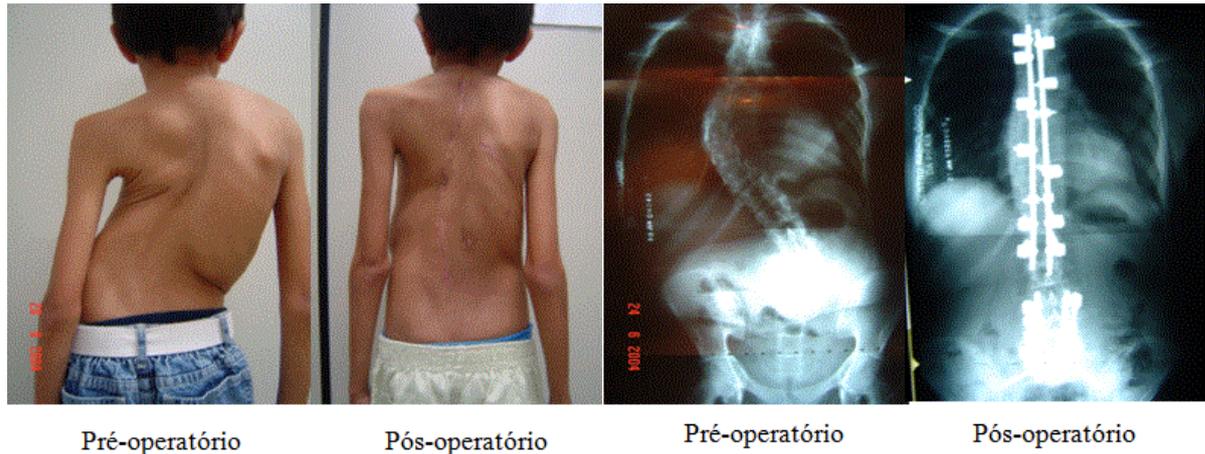


Figura 2.10 - À esquerda, imagem de um jovem portador de Escoliose Idiopática do Adolescente nas condições de pré e pós-operatório. À direita, imagens radiológicas do mesmo jovem nas condições de pré e pós-operatório.

Fonte: Imagens cedidas pelo Ambulatório de Ortopedia e Aparelho Locomotor do Hospital das Clínicas da UFMG.



Figura 2.11 - Adolescente em uso de órtese tipo *brace* de Milwaukee.

Fonte: Adaptado de Oliveira (2011).

A escoliose é responsável por mudanças geométricas e morfológicas no tronco e gradil costal com grande comprometimento da estética. Além da modificação da aparência do tronco, são geradas mudanças na relação entre os segmentos corporais, como a orientação dos ombros e cabeça com relação à pelve e membros inferiores (MASSO, GORTON, 2000; NAULT *et al.*, 2002). Nas escolioses torácicas severas, o comprometimento de órgãos internos envolvendo o sistema cardiorrespiratório pode levar à morte (TRIBASTONE, 2001). A curva escoliótica apresenta um lado côncavo e um lado convexo, sendo a direção e a nomenclatura sempre identificada pela convexidade. Nessa curva é possível identificar as vértebras limites (cefálica e caudal) bem como a vértebra apical do arco formado. O fenômeno é melhor explicitado

dentro da zona apical da curva e pode ser medido em uma radiografia ou tomografia computadorizada. As vértebras limites estão maximamente inclinadas à frente da concavidade da curva e, geralmente, têm rotação neutra. A vértebra apical está com maior desvio lateral em relação à linha sacral média, geralmente, apresenta uma máxima rotação axial e nenhuma inclinação. Além dos deslocamentos tridimensionais, há casos em que se observa um remodelamento ósseo nas vértebras incluídas na curva escoliótica estrutural. Segundo Kotwicki e Napiontek (2008), isto é resultado de cargas assimétricas e crescimento assimétrico gerados por tração dos tecidos moles circundantes. Apesar de estudos demonstrarem a importância da caixa torácica na estabilização *in vivo* da coluna vertebral e, teoricamente, contribuir para o aumento da carga crítica de flambagem da coluna, as curvas escolióticas são mais comumente encontradas no nível torácico. As vértebras T7, T8 e T9 são encontradas no ápice da maioria das curvas com escoliose e são chamadas vértebras apicais (SCHOLTEN *et al.*, 1988).

2.4.1 Teorias com base biomecânica para o desenvolvimento da escoliose

A escoliose é a deformidade vertebral mais estudada em todo o mundo. Segundo Hawes e O'Brien (2008), de 1950 a 2008 mais de 12.600 artigos foram publicados sobre este tema e, aproximadamente, 50% (5.721 artigos) tiveram seu foco nos métodos, fundamentos, resultados e complicações das intervenções cirúrgicas.

A causa da EIA ainda não é conhecida, embora várias hipóteses sobre seu patomecanismo terem sido propostas. A teoria geralmente reconhecida é que a EIA progride num processo envolvendo carregamento biomecânico assimétrico da coluna e modulação do crescimento (VILLEMURE *et al.*, 2002). A distribuição de tensões assimétricas leva a um crescimento assimétrico que, por sua vez, leva ao formato de “cunha” da vértebra desencadeando, assim, a deformidade (STOKES *et al.*, 1996; SHI *et al.*, 2011).

A flambagem da coluna como fator de inicialização da escoliose foi tema de vários estudos (SMITH, DICKSON, 1987; SCHOLTEN *et al.*, 1988; DICKSON, 1992; MILLNER; DICKSON, 1996; GOTO *et al.*, 2003; VAN DER PLAATS *et al.*, 2007). Scholten *et al.* (1988) estudaram a flambagem da coluna no processo de formação da escoliose sob a influência das curvas vertebrais. Os autores concluíram que, apesar da carga crítica de flambagem diminuir na presença das curvas normais da coluna quando comparada à coluna

retificada em vista sagital, não houve desvio lateral da coluna, típico da escoliose, em presença de carregamento. Concluíram que o processo de flambagem não pode ser a causa da inicialização da escoliose. Do mesmo modo, no estudo de van der Plaats *et al.* (2007), os autores concluíram que o processo de flambagem promoveu inclinação lateral da coluna sem rotação vertebral, não caracterizando o fenômeno da escoliose.

Castelein *et al.* (2005) postularam que a EIA tem uma base mecânica ligada à ação de forças agindo na coluna vertebral. A soma da ação da gravidade e das forças musculares (F_{g+m}) nas vértebras pode ser decompostas em componente axial (F_{axial}) e componente de cisalhamento anteroposterior (F_{cis}) (JANSSEN *et al.*, 2009) (Fig. 2.12). Essas forças, quando dorsalmente direcionadas, podem agir assimetricamente em certos segmentos da coluna vertebral humana e agiriam em prejuízo da estabilidade rotacional das vértebras envolvidas, deixando inoperantes as articulações facetárias. Segundo esses autores, o aumento da magnitude dessas forças de cisalhamento dorsal seria decorrente de um aumento da inclinação posterior do segmento toracolombar e da redução da cifose torácica. Segundo Schlosser *et al.* (2014), pode-se inferir que certos perfis sagitais da coluna vertebral são mais propensos a desenvolver uma deformidade rotacional, podendo levar à escoliose. Além disso, a instabilidade rotacional promoveria um estímulo desigual para o crescimento do pedículo vertebral, potencializando o quadro rotacional.

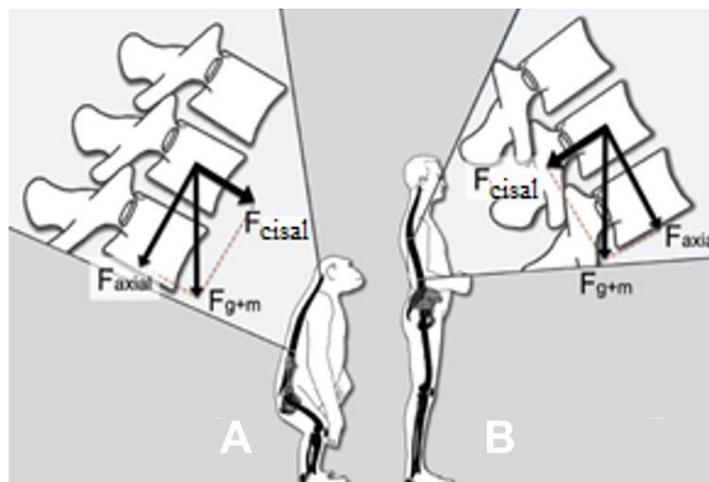


Figura 2.12 - Direcionamento de cargas em coluna humana e de quadrúpede primata, onde, (A) carga de cisalhamento será ventralmente dirigida em colunas de quadrúpedes primatas; (B) carga de cisalhamento dorsalmente dirigidas ocorrem fisiologicamente, somente, no segmento toracolombar da coluna vertebral humana.

Fonte: Adaptado de Janssen *et al.* (2009).

Kouwenhoven *et al.* (2007) estudaram o efeito de cargas dorsal e ventral na estabilidade rotacional da coluna torácica média e baixa. Esse estudo experimental foi realizado com sete

amostras de segmento de coluna de suíno e sete amostras de segmento de cadáver humano. Os autores concluíram que, em ambas as espécies, carga de cisalhamento dorsal, aplicada excentricamente, induziu mais rotação vertebral que carga de cisalhamento ventral. *In vivo*, força cortante dorsal ocorre, somente, na coluna humana ereta. O estudo também demonstrou que a estabilidade rotacional está mais relacionada à maneira como a coluna é carregada do que às diferenças anatômicas entre as espécies humana e quadrúpede.

2.4.2 Relação entre escoliose idiopática do adolescente e as curvas vertebrais no plano sagital

O estudo de Willner (1981) comprovou que pacientes portadores de escoliose possuem colunas mais retificadas, no plano sagital, que pacientes normais. Schmitz *et al.* (2001) examinaram 64 pacientes com EIA e 27 pacientes sem escoliose. Realizaram-se medidas do ângulo de Cobb sagital entre T4-T12 e T12-L5, em imagens de RNM tomadas na posição supina. Para o grupo de escoliose torácica, a média do ângulo de Cobb sagital entre T4-T12 foi 13° e para o grupo sem escoliose a média foi 23°. Houve uma correlação negativa entre o ângulo de Cobb sagital (T4-T12) e a curva torácica lateral. A média do ângulo Cobb sagital T12-L5 do grupo com curva lombar foi 35°, e não apresentou diferença significativa quando comparado aos 37° do grupo não escoliótico. As medições desse estudo, relativas ao aspecto lordótico da deformação em escoliose, foram confiáveis, embora as imagens de RNM realizadas na posição supina não reflitam a curvatura real da coluna.

Do mesmo modo, segundo Jonge *et al.* (2002), os casos de escoliose idiopática geralmente exibem um achatamento das curvas sagitais, especialmente da cifose torácica, o que pode deteriorar ainda mais em algumas técnicas cirúrgicas de correção da escoliose. A Fig. 2.13 apresenta três imagens de uma adolescente de 13 anos, portadora de EIA, onde é demonstrado o achatamento torácico no plano sagital, associado a uma redução da lordose lombar.

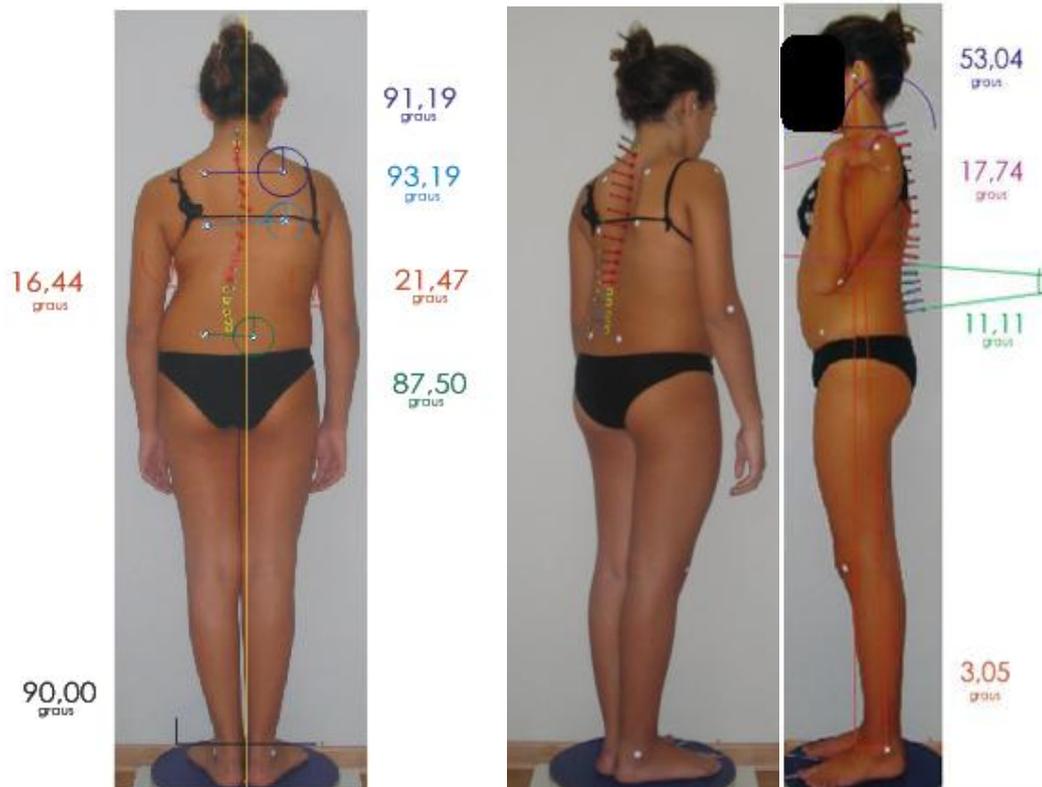


Figura 2.13 - À esquerda, exame de fotogrametria computadorizada frontal posterior de uma adolescente portadora de escoliose torácica convexa à direita. Ao centro e à direita, a mesma adolescente em vista 45° e sagital, respectivamente, onde se observa a retificação das curvas torácica e lombar.

Fonte: Aroeira (2009).

Parâmetros morfológicos têm sido considerados na busca por sinais que possam indicar se uma EIA, em seu início, tem potencial para a progressão ou não. Clément *et al.* (2013), em estudo com 86 adolescentes portadores de EIA, demonstraram que 42 desses adolescentes apresentavam hipocifose (cifose $< 20^\circ$) associada à redução da lordose lombar. Os autores concluíram que houve uma significativa regressão linear entre a cifose torácica e a lordose proximal. O baixo valor da cifose na EIA parece ser uma tendência a ser acompanhada, também, por um baixo valor de lordose lombar (CLÉMENT *et al.*, 2013).

No estudo de Nault *et al.* (2014) com 133 paciente de EIA com $12,6 \pm 1,2$ anos de idade para avaliação de parâmetros morfométricos de escoliose progressiva e não progressiva, os autores concluíram que as escolioses progressivas apresentaram significativa hipocifose e rotação vertebral, com diferença estatisticamente significativa do grupo não progressivo. Em estudo semelhante, Ran *et al.* (2014) concluíram que a média da cifose torácica no grupo de escoliose progressiva foi significativamente menor ($9^\circ \pm 4^\circ$) para ($18^\circ \pm 6^\circ$) no grupo de escoliose não progressiva.

2.5 Modelagem geométrica 3D da anatomia humana

A criação de um modelo geométrico 3D da anatomia humana requer dados geométricos precisos do sistema. Várias técnicas têm sido utilizadas, como, por exemplo, modelos mais simples baseados em elementos de barra, o uso de radiografias em multivisão ou imagem radiográfica biplanar (NOVASAD *et al.*, 2004; DUMAS *et al.*, 2005; DUMAS *et al.*, 2008; LI *et al.*, 2009; HUMBERT *et al.*, 2009; KUMAR *et al.*, 2015), até as técnicas mais precisas com base em imagens de TC e RNM (TEO, NG, 2001; KAKOL *et al.*, 2003; TIAN-XIA *et al.*, 2003; HEIDARI *et al.*, 2004; LODYGWSKI *et al.*, 2005; VAN DER PLAATS *et al.*, 2007; TYNDYK *et al.*, 2007; CHENG *et al.*, 2010; KUO *et al.*, 2010; LAN *et al.*, 2013).

O método de reconstrução por raio X biplanar encontra-se entre aqueles de maior interesse da literatura. Provavelmente, isto se deve ao fato de que este método permite a aquisição da imagem em posição de pé e com baixa dose de radiação ionizante, quando comparado à TC. Esta técnica de reconstrução radiográfica da coluna tem sido utilizada para estudos clínicos como diagnóstico, planejamento cirúrgico e tratamento de deformidades espinhais. Um estudo propôs o uso do modelo derivado de radiografia biplanar para fim de simulação com o MEF (DUMAS *et al.*, 2005). Nele, os autores simularam uma técnica de correção cirúrgica de deformidade espinhal.

A modelagem computacional de estruturas anatômicas utilizando software de modelagem 3D tem sido usada, na última década, em trabalhos de auxílio didático. Cunha *et al.* (2006) utilizaram o software Blender[®] na confecção de atlas virtual, AnatomI 3D, para o ensino na medicina. Posteriormente, Santos e Frère (2007) e Santos (2008) também utilizaram o Blender[®] na reconstrução 3D a partir de imagens de Atlas de anatomia humana, para criação de fantoma virtual representativo. Rosatelli *et al.* (2008) usaram a modelagem 3D Maya no estudo dos parâmetros arquiteturais dos músculos Multifídeos lombares, incluindo comprimento, angulação e volume de suas fibras e comprimento dos tendões. Hermenegildo *et al.* (2014) estudaram as variações anatômicas no nervo Supraescapular, em cadáver, e as representou por meio do modelo 3D Maya. Nesses trabalhos, os modelos tridimensionais de estruturas anatômicas foram propostos como ferramenta de auxílio didático no treinamento de profissionais na área médica e nos chamados Sistemas de Auxílio ao Diagnóstico (SAD). Nenhum estudo biomédico de análise numérica com o MEF com base em geometria 3D gerada por software de modelagem, a partir de imagens gráficas, foi encontrado na literatura.

2.6 Análise computacional por elementos finitos

Muitos fenômenos podem ser descritos em termos de equações diferenciais parciais, e o MEF é uma aproximação numérica com a qual estas equações podem ser resolvidas de modo aproximado (FISH, BELYTSCHKO, 2009). Esse método possui grande aplicação na simulação de sistemas biomecânicos (LODYGWSKI *et al.*, 2005). O primeiro passo nesta simulação é gerar o modelo geométrico da estrutura a ser analisada. Estudos biomédicos, em geral, trabalham com estruturas de geometria complexa, necessitando de metodologia específica na geração de seus modelos geométricos. As geometrias 3D da maioria dos modelos da coluna vertebral são derivadas de dados de TC. A preparação desses modelos usando TC ou RNM consiste em duas fases. Na primeira fase, obtém-se uma sequência de imagens bidimensionais para obtenção de fatias do segmento corporal a ser analisado. No segundo passo, os dados são tratados com um código especializado que os converte em um modelo 3D num formato legível com o software de CAD (WIERSZYCKI *et al.*, 2006). Para isso, são usados softwares como o 3D-Doctor® e o InVesalius® 3.0. Esses dados normalmente não podem ser usados diretamente em códigos de análise de elementos finitos. Então, o objeto em 3D é salvo em arquivo *Stereolithography* (.stl), que forma uma camada externa de um volume, representada por conjuntos de triângulos em que lados e vértices do triângulo são comuns. Nesse estudo, propôs-se a técnica de modelagem geométrica 3D, a partir de modelo gráfico, utilizando o software de modelagem 3D Maya, sendo o modelo posteriormente salvo em arquivo .stl.

Após a definição do modelo geométrico 3D, o próximo passo é a geração de um modelo de elementos finitos 3D aplicando um procedimento específico de malha. Em geral, a geometria baseada em malha pode ser definida como um processo de geração de malha onde a ênfase é dada na manipulação da representação superfície/volume. Os refinamentos de malha mais comuns estão disponíveis em vários softwares comerciais como, ANSYS, ABAQUS CAE, PATRAN e HyperMesh.

Métodos de computação avançados permitem a análise de estruturas com propriedades mecânicas de anisotropia, heterogeneidade e alta complexidade geométrica. Nesse contexto, a análise isogeométrica possibilita a integração da análise de elementos finitos com ferramentas convencionais de desenho CAD baseada em Non-Uniform Rational B-Splines (NURBS). Essa nova abordagem contribui para melhorar o tempo consumido na elaboração da malha de elementos finitos, além de melhorar sua precisão (HUGHES *et al.*, 2005).

As propriedades mecânicas dos tecidos constituem-se um passo importante nas análises pelo MEF. Estudos com humanos utilizam propriedades materiais, comumente, obtidas de experimentos realizados com cadáveres. Os tecidos biológicos são muito complexos e, usualmente, apresentam características de comportamento mecânico não linear, anisotrópico e viscoso. Além disso, essas características estão sempre sofrendo modificações como resultado de processos naturais, como por exemplo, o remodelamento e o envelhecimento. Cada parte do modelo 3D de elementos finitos necessita de diferentes abordagens com relação à modelagem material (WIERSZYCKI *et al.*, 2006). A obtenção de valores confiáveis, que representem essas propriedades mecânicas, constitui outro desafio. A escolha correta do tipo de modelo material e possíveis simplificações dependem, também, da simulação a ser realizada. Em caso de análise de tensão-deformação estática ou quase estática, por exemplo, para tecido rígido como o osso, podem ser considerados um comportamento elástico, linear e material isotrópico.

2.7 Estudos computacionais da coluna vertebral utilizando o Método de Elementos Finitos

Técnicas experimentais em associação ao MEF têm sido utilizadas na investigação da coluna vertebral há quase meio século (WANG *et al.*, 2014), proporcionando importante contribuição para o estudo e entendimento do seu comportamento (TYNDYK *et al.*, 2007). Está provado em vários estudos que a função, a falência, a predição de mudanças de parâmetros biomecânicos e o remodelamento de segmentos móveis da coluna estão relacionados ao campo das tensões e deformações e podem ser calculados pelo MEF (KAKOL *et al.*, 2003). Com o aumento da capacidade computacional e dos softwares, modelos mais complexos e maior número de problemas da coluna vertebral podem ser analisados.

Em anos recentes, a escoliose continua como tema de investigação em vários estudos, muitos deles utilizando métodos computacionais como o MEF. Estes estudos podem melhorar a compreensão dos mecanismos de desenvolvimento da escoliose a partir do ponto de vista mecânico. Vários modelos de análise foram propostos ao longo dos anos, desde versões simples e complexas de elemento de viga, até modelos volumétricos representativos, segmentares ou mais completos. O modelo simples de elemento de viga, representado como uma série de cilindros e barras interconectados e articulados, representando a coluna vertebral, foi proposto por Ghista *et al.* (1988). Esse modelo apresenta limitações como: a ausência de alguns componentes da coluna vertebral, como articulações facetárias e

ligamentos; a impossibilidade de se obter as tensões e/ou deformações dentro de um segmento móvel; uma única matriz de rigidez para um elemento de viga (WANG *et al.*, 2014). O modelo representativo volumétrico segmentar típico, normalmente, envolve um segmento móvel da coluna. Esse modelo tem sido usado extensivamente para estudos de processos degenerativos da coluna. Na escoliose, esse modelo tem sido usado para estudo de crescimento assimétrico das vértebras, utilizando elementos hexaédricos (MEIJER *et al.*, 2010; RAJASEKARAN *et al.*, 2011) ou elementos tetraédricos com omissão da parte posterior da vértebra (FOK *et al.*, 2010).

O modelo representativo volumétrico mais completo envolve múltiplos segmentos de movimento, por vezes, incluem a coluna toda e pode incluir, até mesmo, as costelas e músculos. Um exemplo desse modelo encontra-se no estudo de Cahill *et al.* (2012). Os componentes deste modelo completo, tipicamente, incluem malha de osso cortical, osso esponjoso, elementos ósseos posteriores, facetas articulares, placa final, anel fibroso, núcleo pulposo e ligamentos. Elementos sólidos são usados para o modelo de osso esponjoso e elementos posteriores das vértebras. Ligamentos são, tipicamente, modelados como elementos de tração e, o núcleo pulposo, como elemento incompressível. As facetas articulares são tratadas como superfície de contato face-a-face, não linear, 3D, incluindo fricção (WANG *et al.*, 2014), semelhante ao modelo utilizado no presente estudo. Poucos modelos nesta categoria incluíram as costelas, como pode ser visto no estudo de Little e Adam (2011), e elementos posteriores, como no estudo de Cahill *et al.* (2012) e Rohlmann *et al.* (2008). Nos estudos, modelaram-se tanto colunas saudáveis como, também, colunas escolióticas.

Estudos da escoliose, utilizando o MEF, objetivaram a análise da biomecânica de órteses (como, p. ex., *braces*), a avaliação de resultados de métodos de tratamento cirúrgico com diferentes tipos de implantes e a análise da biomecânica da progressão da escoliose. Clin *et al.* (2007), Clin *et al.* (2011) e Rohlmann *et al.* (2008) utilizaram o MEF para fins de desenvolver protótipo virtual de *brace*, muito usado na contenção da curva escoliótica em adolescentes. Noailly *et al.* (2012) estudaram próteses espinhais. O mecanismo de progressão da EIA, também, foi estudado sob diversas abordagens (HEIDARI *et al.*, 2004; DREVELLE *et al.*, 2008; DRISCOLL *et al.*, 2009; CHENG *et al.*, 2010). O segmento lombar da coluna é aquele com maior número de estudos (KAKOL *et al.*, 2003; LODYGWSKI *et al.*, 2005; WIERSZYCKI *et al.*, 2006; KURUTZ, 2010; KIM *et al.*, 2010; GALBUSERA *et al.*, 2011; WEISSE *et al.*, 2012; NOAILLY *et al.*, 2012; DREISCHARF *et al.*, 2012). Esse fato pode ser justificado em razão de que esse segmento é o local mais solicitado nas tarefas diárias e,

consequentemente, de maior incidência de desordens com dor e trauma espinhal (KUO *et al.*, 2010). Por outro lado, a coluna torácica torna-se de grande interesse para nosso estudo por ser o segmento de maior incidência de deformidades em jovens, como a EIA e a cifose de Scheuermann (LORD, OGDEN, GANEY, 1995; STOKES, ARONSSON, 2001; SILVEIRA *et al.*, 2008).

Apesar da comprovada prevalência de EIA no segmento torácico da coluna vertebral, poucos estudos com o MEF foram propostos para análise deste segmento. Heidari *et al.* (2004) desenvolveram um modelo 3D de elementos finitos da UFC T7-T8 para identificar a significância da geometria das articulações facetárias no comportamento mecânico desta UFC. O modelo foi submetido a cargas compressivas (250 N a 1.000 N), flexo-extensão (1,5 Nm a 9 Nm) e rotação axial (1 Nm a 6 Nm) e os resultados validados por comparação com o estudo experimental de Panjabi, Brand e White (1976). No estudo de Cheng *et al.* (2010), os autores analisaram a correção da rotação vertebral na escoliose torácica aplicando força horizontal em diferentes níveis da curva. Eles concluíram que a melhor correção da curva escoliótica ocorreu quando a força foi aplicada no sentido anteroposterior, e em um nível abaixo da vértebra apical da curva, do que no nível acima dela. Estudo biomecânico comparativo entre coluna torácica com cifose e hipocifose, utilizando o MEF não foi encontrado na literatura.

3 MODELAGEM GEOMÉTRICA 3D DA COLUNA VERTEBRAL

Neste capítulo, uma proposta de modelagem geométrica 3D da anatomia da coluna vertebral é apresentada. Esta técnica se mostra como alternativa às tecnologias personalizadas, invasivas e honerosas como as TC e RNM, muitas vezes desnecessárias para modelagem de estruturas não personalizadas ou nocivas para indivíduos em idade tenra. Assim, a modelagem geométrica 3D apresentada a seguir, com base em imagens gráficas, mostrou-se uma alternativa inédita para fins de estudo biomecânico da coluna vertebral utilizando o MEF.

3.1 Critérios utilizados para adoção da ferramenta de modelagem gráfica

A escolha do software de modelagem geométrica 3D passou por alguns critérios. Em primeiro lugar, o programa computacional deveria ter recursos para a modelagem de peças da anatomia humana em toda sua complexidade. Além disso, ele deveria ser de fácil aquisição, ter programa de treinamento acessível e possuir compatibilidade com programas de análise pelo MEF, como por exemplo: ANSYS, ABAQUS, NASTRAN, entre outros. Algumas alternativas foram consideradas, dentre elas o Blender[®], Autodesk[®] Maya[®], 3DS Max.

Inicialmente, o Blender[®] apresentou-se como a melhor escolha por ser um software de fonte aberta e pela popularidade em modelagens 3D. Entretanto, devido ao difícil acesso a treinamento personalizado para seu uso, optou-se pelo software comercial Autodesk[®] Maya[®] que, como os demais, atendia tecnicamente às necessidades do estudo. Esse programa utiliza a técnica de *box modeling*, que consiste na deformação de uma figura primitiva básica e é capaz de simular tecidos, líquidos e estruturas anatômicas com incrível realismo. Permite extensão de funcionalidades por meio de sua linguagem de *scripting* incorporada a Maya Embedded Language (MEL), ou via linguagens não proprietárias como o Python e o C++ (Autodesk[®] Maya[®], 2013). Poucos estudos da área biomédica foram encontrados na literatura utilizando modelagens geométricas por meio do programa Maya. Os estudos de Rosatelli *et al.* (2008) e Hermenegildo *et al.* (2014) podem ser citados. Nenhum deles utilizou a modelagem gráfica 3D Maya como base de geração de modelo geométrico 3D visando aplicação em análise numérica computacional utilizando o MEF.

3.2 Modelagem do segmento móvel T7-T8

A criação de um modelo geométrico 3D do segmento da coluna torácica, para posterior uso como ferramenta de aprendizagem e análise computacional pelo MEF, passou pelos desafios da escolha da imagem gráfica que melhor representasse os componentes anatômicos de uma coluna vertebral real e, também, o melhor dimensionamento desses componentes anatômicos. Escolheram-se duas imagens de uma mesma vértebra torácica, em duas vistas, retiradas do atlas de anatomia humana, Netter (2000), que é referência em estudos acadêmicos. Como a deformidade vertebral que inspirou este estudo acomete, preferencialmente, indivíduos jovens em processo de maturação óssea, o ideal seria embasar a modelagem e as propriedades materiais do segmento vertebral segundo parâmetros desses indivíduos. Entretanto, todos os estudos de análise biomecânica da coluna torácica utilizando o MEF, encontrados na literatura, apresentaram modelos validados para adulto. Assim, optou-se por realizar um estudo piloto com um segmento móvel torácico (vértebras T7 e T8 e o seu disco intervertebral) nas dimensões do adulto. O dimensionamento e detalhamento das estruturas, que não eram visíveis nas imagens gráficas, realizaram-se utilizando dados da literatura (PANJABI *et al.*, 1991) e um modelo de coluna vertebral em tamanho natural adulto, em resina plástica rígida, marca Coleman, São Paulo.

3.2.1 Interface gráfica do Autodesk® Maya®

Basicamente, esta interface é formada pela barra de menus na parte superior e lateral esquerda da tela e, também, pela área de trabalho na região central, que pode ser subdividida nas vistas *front*, *side*, *top* e *persp*. A modelagem pode ocorrer por diversas técnicas, e a escolha de uma ou outra vai depender do tipo de modelo que será desenvolvido. Nesse estudo, utilizou-se a técnica denominada *box modeling*. Essa técnica consiste na deformação de um *polygon* primitivo inicial, neste caso, um cubo. As deformações realizaram-se por subdivisões dessa estrutura inicial em um número maior de vértices e faces e posterior extrusão, que no decorrer do processo deu forma ao modelo gráfico. Além disso, durante todo o processo de modelagem utilizou-se o recurso de visualização em múltiplas perspectivas.

A modelagem, com referência 2D de um segmento da coluna torácica, iniciou-se a partir de duas imagens gráficas de uma vértebra torácica, neste caso, a vértebra T6 em vista superior e sagital (NETTER, 2000).

Após a criação de dois planos poligonais na *grid*, na opção *polygons* da barra de menu, as imagens foram importadas. A importação foi executada clicando, à direita da tela, em *attribute editor*, *color* e *file*. Elas foram importadas para o plano criado anteriormente nas visões superior ou *top* e sagital ou *side*, conforme demonstrado nas Figs. 3.1 e 3.2.

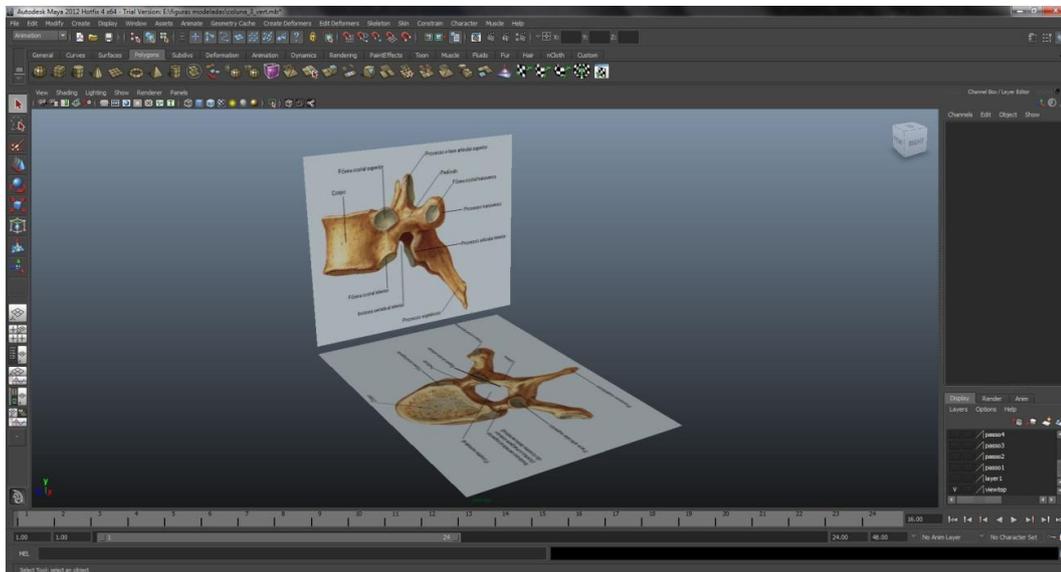


Figura 3.1 - Imagem da tela do MAYA mostrando as figuras da vértebra T6, importadas nos planos *side* e *top*.

Fonte: Netter (2000, lâmina 143).

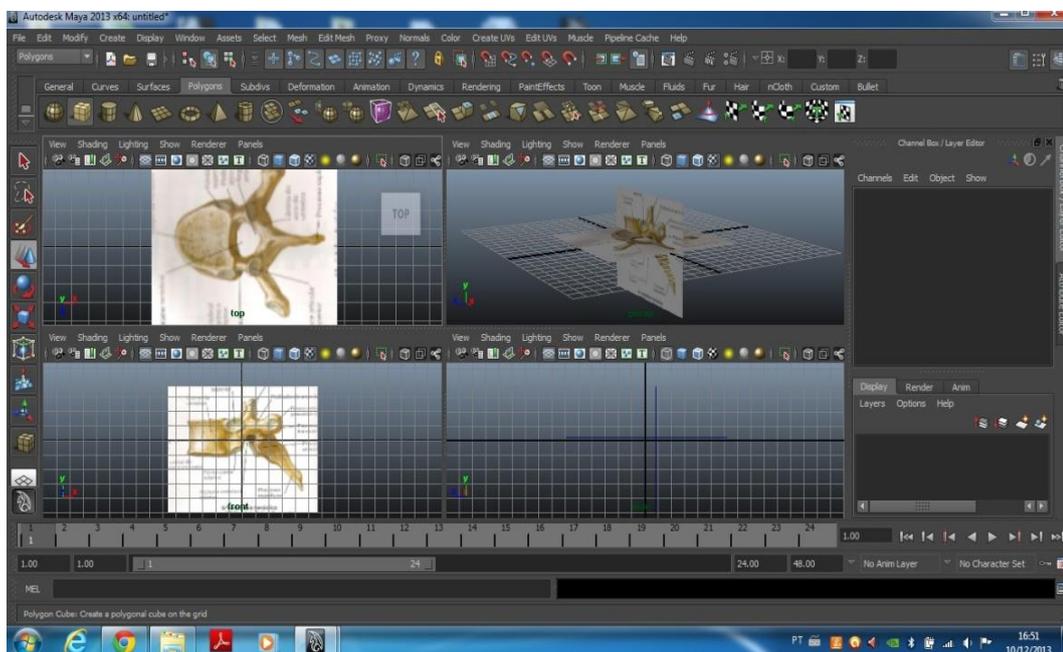


Figura 3.2 - Imagem da tela do MAYA, representando a importação da figura da 6ª vértebra torácica nas visões *top*, *side* e *persp*, mostrando a interação entre elas.

Após a importação das imagens, nos dois planos, a modelagem iniciou-se com a criação de um cubo sobre o corpo vertebral, usando a opção *polygons, cube*, da barra de menu (Fig. 3.3).

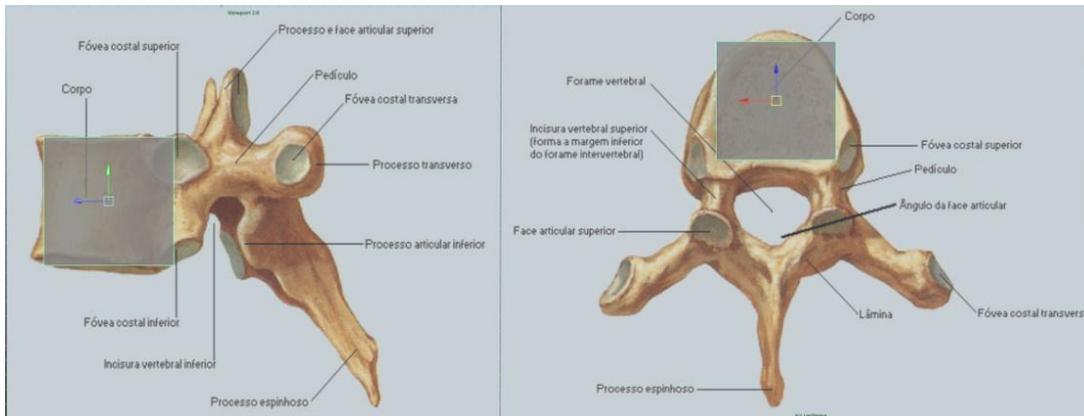


Figura 3.3 - Imagens do cubo criado no programa MAYA, sobreposto ao corpo vertebral nos planos *side* e *top*.

As deformações da figura primária do cubo realizaram-se por subdivisões da sua estrutura em um número maior de vértices e faces e posterior extrusão, em múltiplas perspectivas. Para este procedimento de subdivisão dos vértices, clicou-se em Ctrl+A e, à direita da tela em *channel box, polycube, subdivisions*, o número de vértices desejado foi introduzido nas caixas *width, height* e *depth*. O cubo foi subdividido, como apresentado na Fig. 3.4.

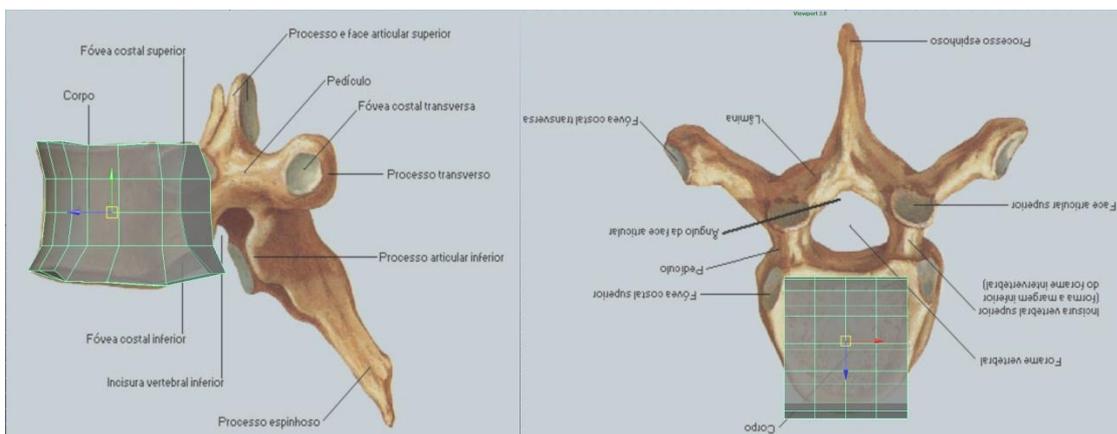


Figura 3.4 - Subdivisão do cubo em altura, profundidade e largura, nas visões *top* e *side*.

A modelagem seguiu, em duas perspectivas, pelo processo de extrusão clicando no botão direito do mouse, *vertex*, depois *move* (no menu à esquerda), expandindo ou encolhendo os vértices nos dois planos (Fig. 3.5).

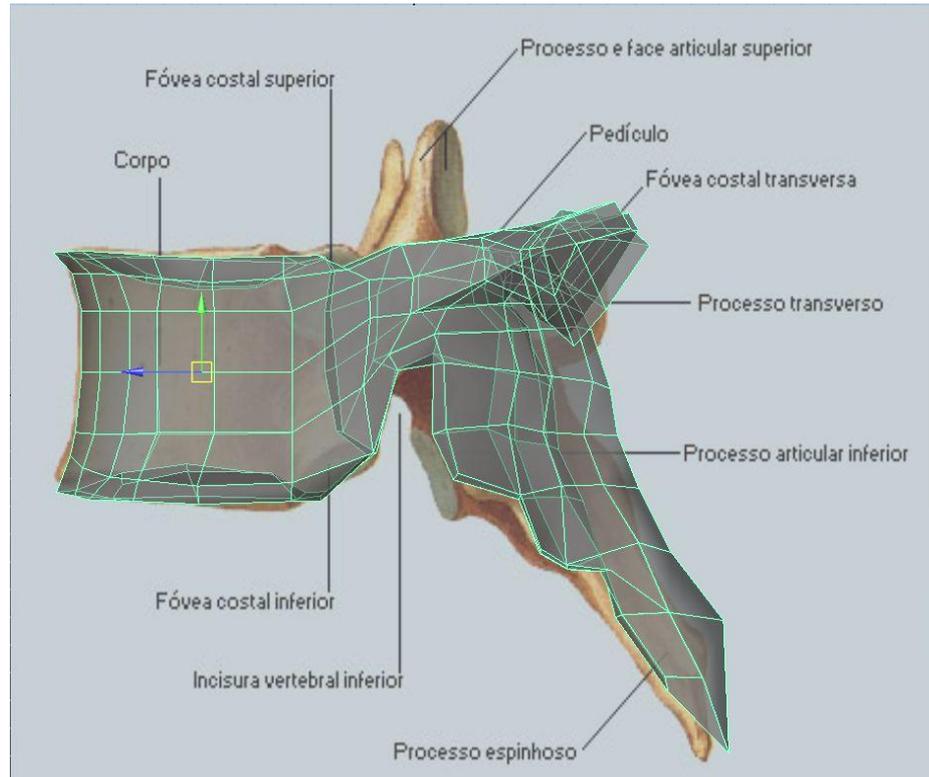


Figura 3.5 - Vista sagital da modelagem da vértebra T6, em fase mais avançada, onde foi utilizado o processo de expandir e encolher os vértices.

A seguir, as Figs. 3.6 e 3.7 mostram o modelo final da vértebra T6.

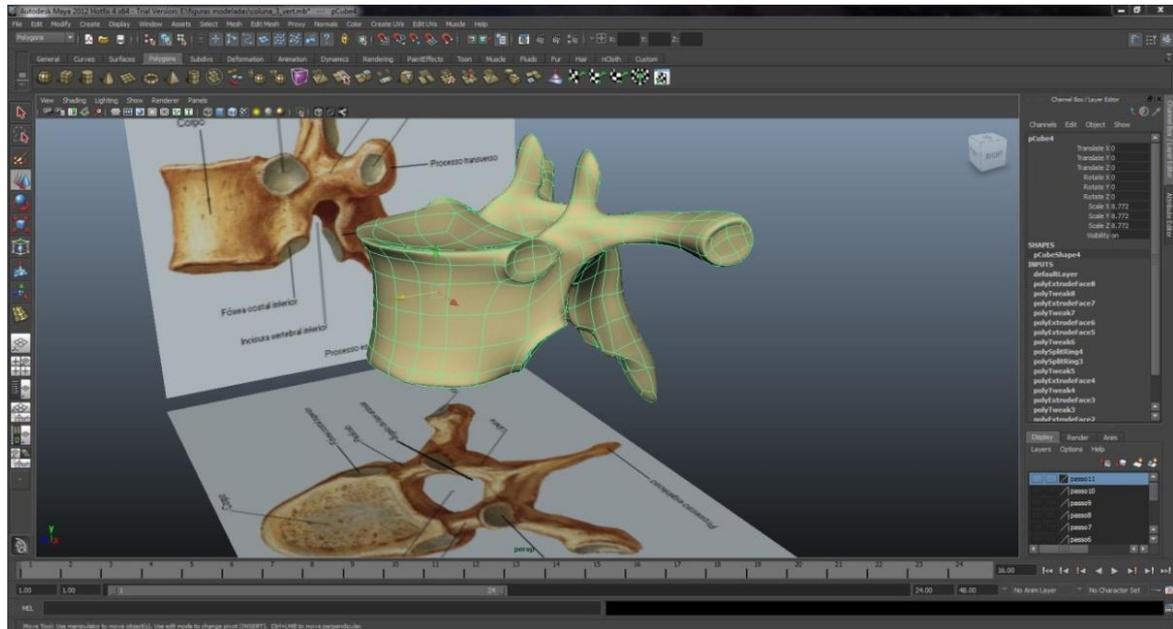


Figura 3.6 - Modelagem completa da vértebra T6, em vista sagital, na tela no Maya.

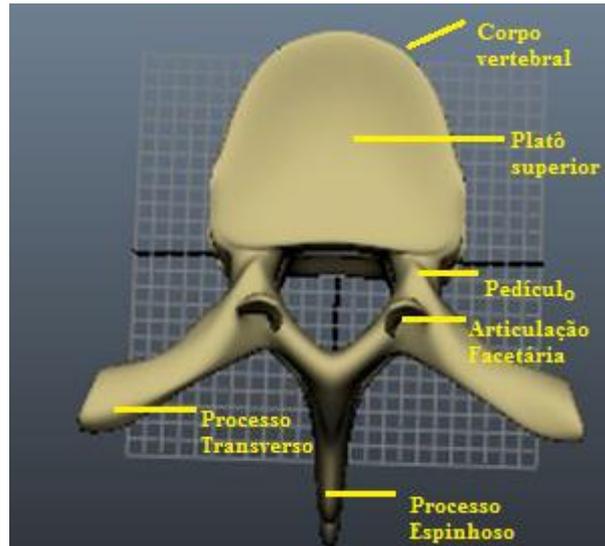


Figura 3.7 - Modelagem completa da vértebra T6, em vista superior (AROEIRA *et al.* 2017a)

Para fins de análise computacional, é importante o dimensionamento das estruturas anatômicas guardando fidelidade com o organismo real. Para isso, utilizaram-se, além das figuras gráficas, dados da literatura dos estudos de vértebras de adulto de Panjabi *et al.* (1991) e Kunkel *et al.* (2010), visando o dimensionamento das partes das estruturas. A Fig. 3.8 mostra o redimensionamento da vértebra T6, segundo parâmetros de uma vértebra T6 real de adulto.

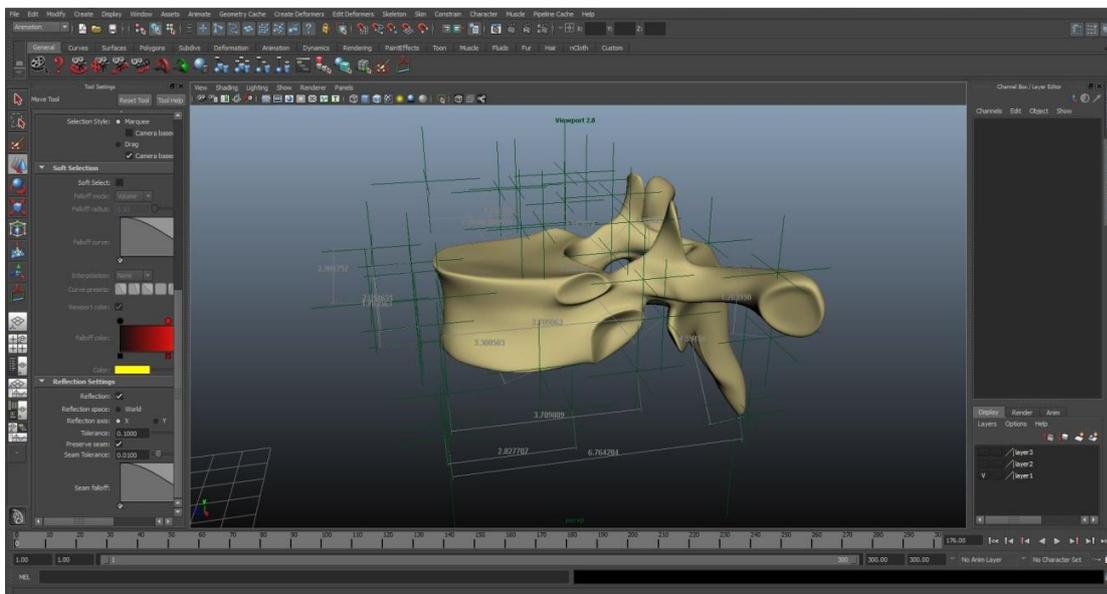


Figura 3.8 - Redimensionamento da vértebra T6, segundo parâmetros da literatura.

Após a modelagem e dimensionamento, a vértebra T6 submeteu-se a um processo chamado de *reflection*, no qual a vértebra foi dividida ao meio e um de seus lados foi replicado para o

outro lado. O objetivo foi garantir simetria do modelo e, também, evitar variações grosseiras de contato nas articulações facetárias que poderiam comprometer a simulação com o MEF. Em seguida, o modelo da vértebra T6 foi duplicado, com o procedimento de “selecionar o objeto”, clicar nas teclas Ctrl+D e arrastar. Seu redimensionamento, segundo parâmetros da literatura, gerou as vértebras T7 e T8. O corpo da vértebra foi modelado com uma camada externa que variou de 1,5 a 2,0 mm, conforme dados de TC (Tyndyk *et al.*, 2007), caracterizando a concha de osso cortical, e uma camada interna de osso esponjoso.

A modelagem do disco intervertebral iniciou-se com a primitiva *cylinder*, em *polygons* na barra de ferramentas, e seguiu pelo processo de expandir e encolher os vértices, em três perspectivas, seguindo o contorno do platô vertebral inferior de T7. O dimensionamento seguiu os parâmetros da literatura (KUNKEL *et al.*, 2011) e do protótipo da coluna vertebral de indivíduo adulto (Figs. 3.9 e 3.10). Assim como o corpo vertebral, o disco intervertebral foi modelado com duas camadas, uma externa, caracterizando o anel fibroso, e uma camada interna que representou 40% de todo o disco, representando o núcleo pulposos.

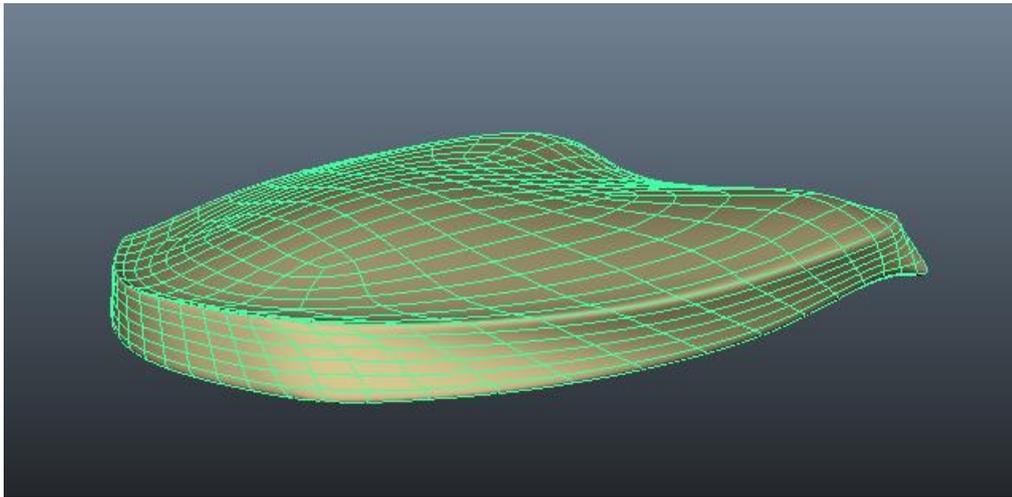


Figura 3.9 - Modelagem do disco intervertebral T7-T8 a partir da primitiva *Cylinder*.

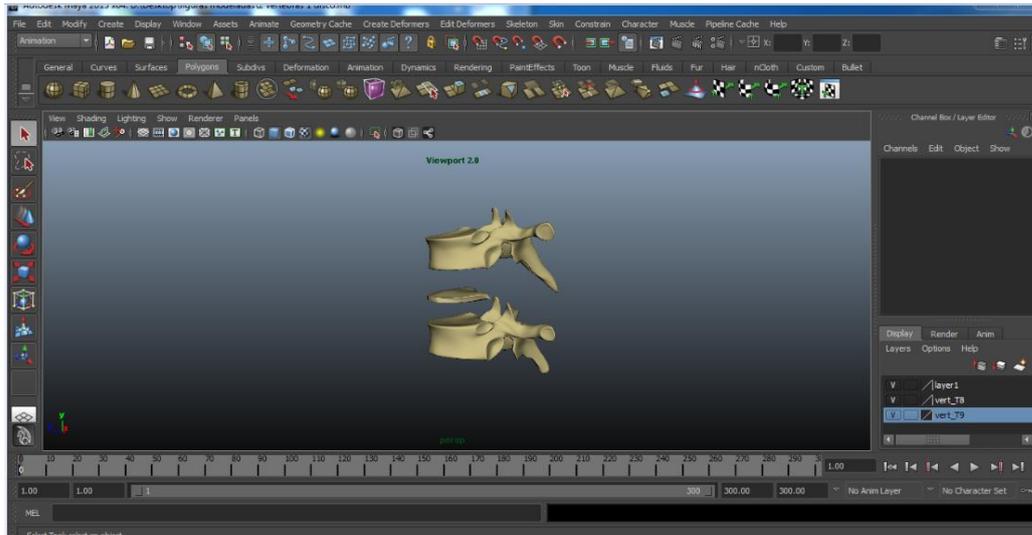


Figura 3.10 - Modelagem das vértebras T7, T8 e do disco intervertebral T7-T8, segundo parâmetros da literatura.

Assim, surgiu uma unidade móvel da coluna, representada pelas vértebras T7 e T8 e seu disco intervertebral, constituindo no primeiro modelo de teste da presente tese. A Fig. 3.11 representa a unidade móvel T7-T8, em modo RX, onde se distinguem as camadas externas de osso cortical, as camadas internas de osso esponjoso e o disco intervertebral, com seu anel fibroso externo e núcleo pulposos.

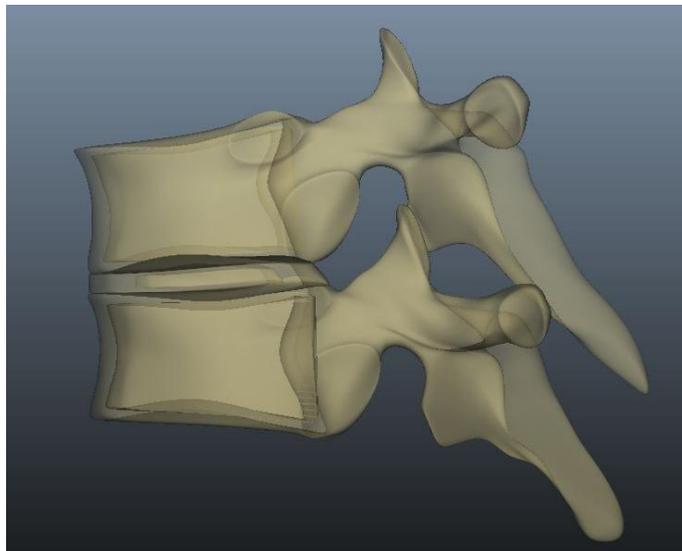


Figura 3.11 - Modelagem do segmento T7-T8, com visualização modo RX, onde se distinguem a concha cortical, a camada interna de osso esponjoso, o anel fibroso e núcleo do disco intervertebral.

3.3 Modelagem do segmento torácico T5-T10

Após a modelagem da vértebra T6, descrita na seção 3.2.1, realizaram-se as representações de superfície das demais vértebras (T5, T7, T8, T9 e T10). O dimensionamento das referidas vértebras efetivou-se com base nos estudos quantitativos da anatomia 3D de 144 vértebras torácicas de adulto entre 20 e 59 anos de idade, realizado por Panjabi *et al.* (1991) e mostrado na Tab. 3.1, onde é apresentado cada parâmetro e seu erro padrão. Para cada parâmetro, uma análise de variância (ANOVA) foi realizada para determinar ($p < 0,05$) quais os níveis vertebrais foram significativamente diferentes. Posteriormente, as vértebras foram redimensionadas para os parâmetros geométricos de coluna de adolescente, conforme estudo de Meijer (2011) (Tab. 3.2). Para o disco intervertebral, o processo de dimensionamento seguiu os mesmos parâmetros citados anteriormente. O disco foi modelado distinguindo as estruturas do anel fibroso e do núcleo pulposo, onde, este último, ocupou 40% do centro do disco. O maior desafio na criação do modelo geométrico localizou-se na modelagem das 10 articulações facetárias, nas quais a simetria angular e o contato articular foram necessários para o sucesso da simulação com o MEF. Para alcançar simetria utilizou-se o processo de replicação de uma hemiface para todas as estruturas componentes do modelo final. Na modelagem das articulações facetárias, considerou-se uma angulação da face articular apofiseal com o plano coronal, onde a interlinha dessas apófises foi contida sobre uma superfície cilíndrica com eixo no centro do corpo da vértebra, conforme literatura (MEIJER, 2011).

Tabela 3-1 - Dimensões das vértebras torácicas de adulto [mm].

Vértebra	LPT	PPs	PPi	ACV	PP	AP	CPE	LP
T5	61,1 ± 1,9	24,3 ± 0,79	25,8 ± 0,77	16,2 ± 0,48	1,8	11,2 ± 0,51	52,1 ± 1,9	27 ± 0,96
T6	61,3 ± 1,75	26 ± 0,80	26,9 ± 0,67	17,4 ± 0,54	2	12 ± 0,44	53,8 ± 1,31	28,2 ± 0,82
T7	60,4 ± 2,34	27,4 ± 0,54	28,5 ± 0,87	18,2 ± 0,70	1,7	11,8 ± 0,3	50,5 ± 1,79	29,1 ± 0,69
T8	59,9 ± 1,92	27,9 ± 0,52	29,4 ± 0,71	18,7 ± 0,69	1,9	12,5 ± 0,52	52,8 ± 1,22	30,5 ± 0,70
T9	59,3 ± 1,46	29,3 ± 1,03	31 ± 0,89	19,3 ± 0,59	1,8	13,9 ± 0,79	51,3 ± 1,09	33 ± 1,10
T10	58,4 ± 1,48	30,5 ± 0,85	31,6 ± 1,11	20,2 ± 0,44	1,8	14,7 ± 0,49	49,3 ± 1,02	35,4 ± 0,98

Legenda: Largura do Processo Transverso (LPT), Profundidade do Platô Superior (PPs), Profundidade do Platô Inferior (PPi), Altura do Corpo Vertebral (ACV), Profundidade do Pedículo (PP), Altura do Pedículo (AP), Comprimento do Processo Espinhoso (CPE), Largura do Platô (LP). Análise de variância (ANOVA) $p < 0,05$.

Fonte: Adaptado de Panjabi *et al.* (1991).

Modelaram-se dois segmentos da coluna torácica T5 a T10. Primeiramente, o modelo retificado, sem arco. A partir dele, ajustes de inclinação das estruturas resultaram no modelo com arco cifótico de 31,25°, representando uma cifose torácica plausível, como mostra a Fig. 3.12. Ambos foram modelados com suas principais estruturas: vértebras (com seu corpo

vertebral, lâmina, processos transversos e processos espinhosos), disco intervertebral (com seu anel fibroso e núcleo pulposo), além dos ligamentos Flavum, Intertransversário e Supraespinhoso por exercerem influência na rotação e flexão lateral das vértebras quando em situação de assimetria, como constatado no estudo de van der Plaats *et al.* (2007).

Tabela 3-2 - Escala do modelo de adulto para meninas de 10 anos em período de mudança geométrica no início do estirão de crescimento.

Parâmetros	Modelo de escala Adulto → 10 anos de idade
Altura do corpo vertebral	71%
Altura do disco	97%
Largura do platô vertebral	91%
Profundidade do platô vertebral	80%
Tamanho do núcleo pulposo	116%
Largura do processo transversos	80%
Comprimento do processo espinhoso	80%
Área dos ligamentos	85%
Altura das facetas articulares	78%
Largura das facetas articulares	72%

Fonte: Adaptado de Meijer (2011).

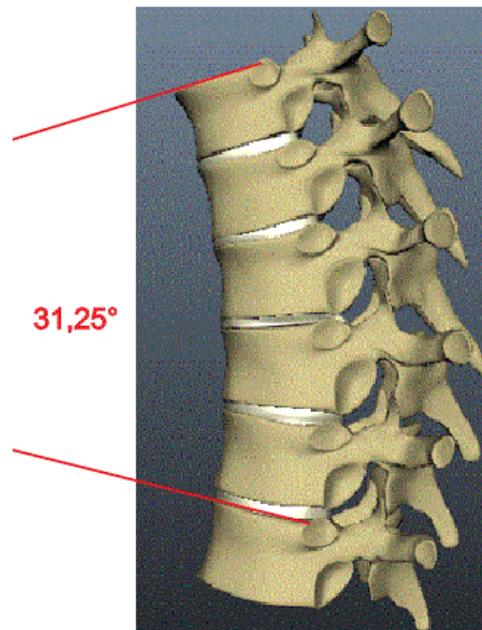


Figura 3.12 - Segmento torácico T5-T10 com a representação da medição do ângulo de Cobb, cujo arco cifótico apresentou o valor de 31,25°.

Finalmente, o modelo de superfície, cujo objeto 3D foi representado por grupos de triângulos que formaram uma concha externa de um volume, foi salvo em malha suavizada e exportado em formato de arquivo .stl (Fig. 3.13).

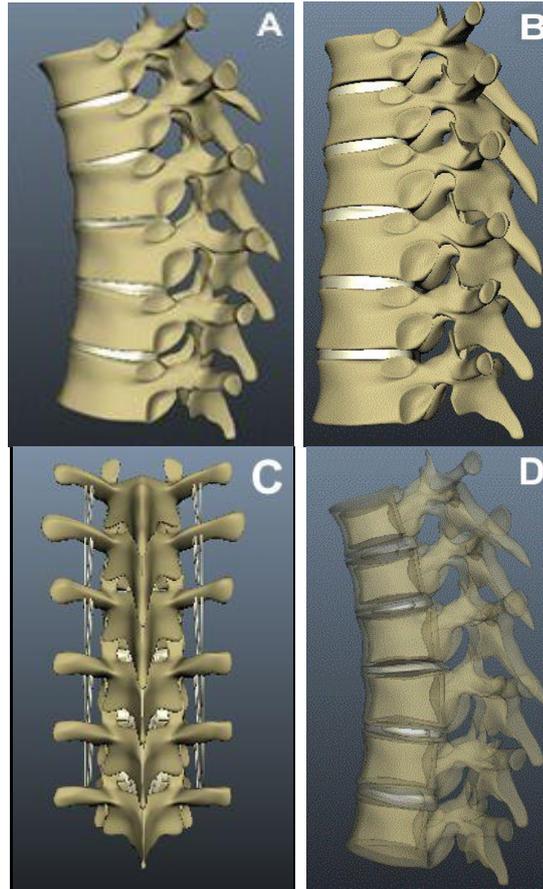


Figura 3.13 - Modelagem final do segmento torácico T5-T10, nas visões: a) sagital esquerda com curva, b) sagital esquerda sem curva, c) frontal posterior e d) sagital esquerdo com curva em modo RX, mostrando o osso cortical e trabecular dos corpos vertebrais T5, T6, T7, T8, T9 e T10, os respectivos discos intervertebrais com seu anel fibroso e núcleo pulposos, segmentos posteriores com as articulações facetárias.

Os ligamentos, modelados como corda, alcançaram um número de 55 elementos para cada modelo T5-T10, retificado e com curva: 5 elementos para o ligamento Supraespinhoso, 10 elementos para o Intertransversário e 40 elementos para o ligamento Flavum (Figs. 3.14 e 3.15). O ligamento Supraespinhoso foi introduzido no modelo para garantir que o possível efeito rotatório fosse melhor visualizado no conjunto das vértebras. Nenhum carregamento assimétrico foi imposto neste ligamento.

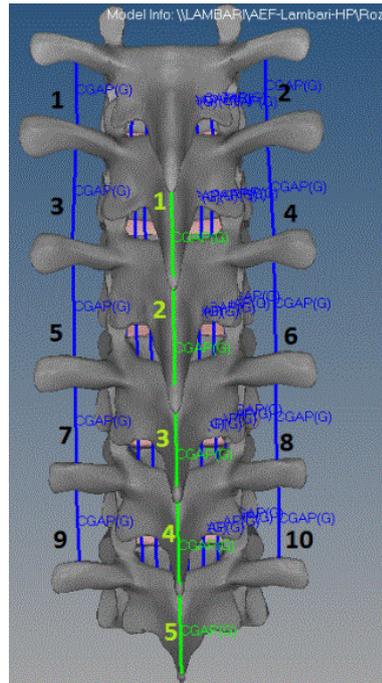


Figura 3.14 - Modelo geométrico T5-T10 apresentando o ligamento Supraespinhoso (5 elementos em corda na cor verde) e o ligamento Intertransversário (10 elementos em corda, na cor azul).

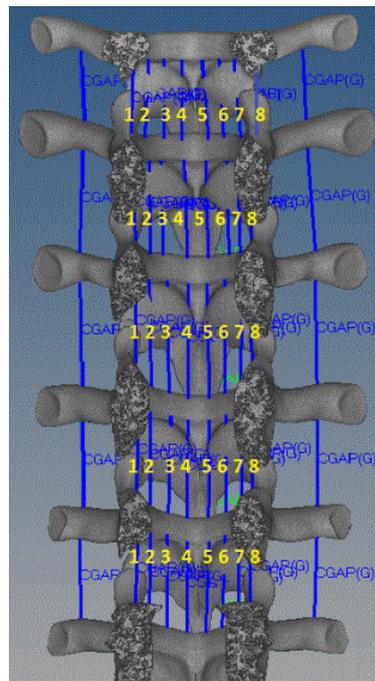


Figura 3.15 - Modelo geométrico T5-T10 apresentando o ligamento Flavum e seus 40 elementos, 8 elementos em cada segmento móvel da coluna vertebral.

4 SIMULAÇÃO NUMÉRICA COM O MEF

Os modelos 3D gerados no software Maya foram submetidos à análise computacional com o MEF. Um estudo preliminar foi realizado considerando, somente, a UFC T7-T8 do modelo, para avaliar a compatibilidade entre os arquivos ".stl" gerados pelo Maya e o pacote de elementos finitos. A seguir, realizou-se a simulação computacional de um segmento torácico composto por seis vértebras, T5-T10, com características de modelo de coluna vertebral de indivíduos jovens, sem maturação óssea completa.

4.1 Simulação numérica da UFC T7-T8

O modelo geométrico, gerado no Maya, consistiu-se apenas em uma malha representando a superfície do sólido. Do mesmo modo que em outras metodologias para obtenção de modelos anatômicos, este tipo de malha é inadequado para aplicação direta em códigos de análise de elementos finitos. Muitos softwares possibilitam a conversão da malha de elementos de superfície em malha de elementos volumétricos descrevendo, portanto, o sólido confinado por essa superfície. Nesse estudo, inicialmente, utilizou-se o software Ansys Workbench 14.5 para a geração da malha volumétrica. A edição e controle desta malha realizaram-se no módulo ICEM CFX, integrado ao programa Ansys, muito usado em problemas de dinâmica de fluidos computacional (CFD) (ANSYS ICEM CFD, 2012).

Apesar de ser um gerador de malhas para estudo de CFD, as malhas geradas no ICEM CFX podem ser usadas em qualquer outra aplicação do Ansys. Nesse estudo, estas malhas geradas foram usadas para dar entrada numa análise estrutural estática. Adotaram-se como propriedades dos materiais um comportamento elástico, linear e isotrópico para todos os componentes da estrutura analisada, estando embasadas em dados da literatura (CHENG *et al.*, 2010; KURUTZ, 2010). Neste caso, a formulação mais comumente usada é baseada na equação de Navier (CIARLET, 1988). Para uma análise não linear geométrica, mas considerando o comportamento elástico, pode-se obter uma equação diferencial adequada começando a partir da equação de equilíbrio dos componentes de tensão (σ_{ji}) (Eq. 4.1):

$$\sigma_{ji,j} + B_i = 0 \quad (4.1)$$

em que: $i = 1,2,3$ (índice livre) e $j = 1,2,3$ (índice mudo), cujas variações também são válidas para todas as próximas equações escritas em notação indicial. σ_{ji} representa o tensor

simétrico das tensões ($\sigma_{ji}=\sigma_{ij}$) e B_i representa o vetor das forças de corpo, ambos para cada ponto material. As equações (4.2), (4.3) e (4.4) representam a equação de equilíbrio a equação de equilíbrio escrita alternativamente em função das coordenadas x , y e z . Observa-se que há uma analogia entre a notação alfabética e indicial ($x = X_1$; $y = X_2$; $z = X_3$):

$$\sigma_{xx,x} + \sigma_{xy,y} + \sigma_{xz,z} + B_x = 0 \quad (4.2)$$

$$\sigma_{yx,x} + \sigma_{yy,y} + \sigma_{yz,z} + B_y = 0 \quad (4.3)$$

$$\sigma_{zx,x} + \sigma_{zy,y} + \sigma_{zz,z} + B_z = 0 \quad (4.4)$$

A equação diferencial de deformação-deslocamento, considerada, é baseada na medida de deformação da engenharia (GRECO, ROCHA DA COSTA, 2012), considerando-se a mesma variação de índices. ε_{ij} representa o tensor simétrico de segunda ordem deformações e u_i (ou u_j) representa tensor de primeira ordem de deslocamentos nodais (Eq. 4.5). As equações (4.6), (4.7), (4.8), (4.9), (4.10) e (4.11) representam a equação deformação-deslocamento em função das coordenadas x , y e z .

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}) \quad (4.5)$$

$$\varepsilon_{xx} = \frac{\partial u}{\partial x} \quad (4.6)$$

$$\varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y} \quad (4.7)$$

$$\varepsilon_{zz} = \frac{\partial w}{\partial z} \quad (4.8)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \quad (4.9)$$

$$\gamma_{xz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \quad (4.10)$$

$$\gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \quad (4.11)$$

em que: u , v e w representam os deslocamentos nas direções cartesianas x , y e z , respectivamente. Observa-se que há uma analogia entre a notação alfabética e indicial ($u = u_1$; $v = u_2$; $w = u_3$).

A equação constitutiva elástica é dada pela Equação (4.12)

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (4.12)$$

em que: $i, j = 1, 2, 3$ (índice livre) e $k, l = 1, 2, 3$ (índice mudo). O tensor de quarta ordem C_{ijkl} é o tensor constitutivo. Sua representação, em função das direções cartesianas x , y e z , é apresentada nas equações (4.13) a (4.18).

$$\sigma_{xx} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{xx} + \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{yy} + \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{zz} \quad (4.13)$$

$$\sigma_{yy} = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{yy} + \frac{(1-\nu)E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{xx} + \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{zz} \quad (4.14)$$

$$\sigma_{zz} = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{zz} + \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{xx} + \frac{(1-\nu)E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \varepsilon_{yy} \quad (4.15)$$

$$\sigma_{xy} = G\gamma_{xy} \quad (4.16)$$

$$\sigma_{xz} = G\gamma_{xz} \quad (4.17)$$

$$\sigma_{yz} = G\gamma_{yz} \quad (4.18)$$

em que: E representa o módulo de elasticidade longitudinal; G representa o módulo de elasticidade transversal; ν coeficiente de Poisson. Considerando-se material com comportamento isotrópico.

Combinando-se as Eqs. (4.1), (4.5) e (4.12) é possível obter a equação clássica de Navier expressada em termos de deslocamentos, tensões e forças de corpo (KARASUDHI, 1991) (Eq. 4.19):

$$\mu u_{i,jkk} + (\lambda + \mu) \varepsilon_{kk,i} + B_i = 0 \quad (4.19)$$

ou, o sistema de equações também pode ser expresso em termos de deslocamentos e forças do corpo, da seguinte forma (Eq. 4.20):

$$\mu u_{i,kk} + (\lambda + \mu)u_{k,ki} + B_i = 0 \quad (4.20)$$

em que: $i = 1,2,3$ (índice livre) e $k = 1,2,3$ (índice mudo).

As constantes de Lamé como dadas pelas Eqs. (4.21) e (4.22):

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (4.21)$$

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (4.22)$$

Considerando-se o comportamento complexo de alguns materiais biomecânicos, que podem incluir comportamentos viscoelásticos e hiperelásticos, as simulações baseadas na equação de Navier são viáveis para grandes deslocamentos globais e avaliação de rotações, mas não para grandes deformações. Esta formulação reduz o sistema a três equações diferenciais de deslocamentos, conforme apresentado nas Eqs. (4.23), (4,24) e (4.25) (CIARLET, 1988). Estas equações, expressas em função das direções cartesianas x , y e z , são representadas de maneira mais compacta inicialmente pela Eq. (4.20).

$$G \left[\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} + \frac{1}{1-2\nu} \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \right] + B_x = 0 \quad (4.23)$$

$$G \left[\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} + \frac{1}{1-2\nu} \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \right] + B_y = 0 \quad (4.24)$$

$$G \left[\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} + \frac{1}{1-2\nu} \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \right] + B_z = 0 \quad (4.25)$$

G representa o módulo de elasticidade transversal;

ν coeficiente de Poisson;

B representa o vetor das forças de corpo.

u , v e w representam componentes do campo de deslocamentos em x , y e z , respectivamente.

4.1.1 Propriedades materiais e tipos de elementos

Wierszycki *et al.* (2006) ressaltaram a complexidade das propriedades mecânicas dos tecidos biológicos. Em sua publicação, Kurutz (2010) apresentou as propriedades materiais do osso vertebral de 25 estudos e propriedades materiais do disco intervertebral em 13 estudos, os quais mostravam valores para o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. A Tab. 4.1 apresenta as médias e os desvios padrão dos valores apresentados nos referidos estudos. Nesse estudo piloto, a vértebra foi modelada com uma concha de osso cortical externo, osso trabecular interno e porção óssea posterior formando o arco vertebral. Para o disco intervertebral considerou-se o anel fibroso externo e o núcleo pulposo interno. Os módulos de elasticidade utilizados para o osso e disco intervertebral, foram aqueles mais recorrentes entre os estudos referidos por Kurutz (2010): 12.000 MPa (osso cortical), 350 MPa (osso esponjoso), 362 MPa (anel fibroso do disco) e 1 MPa (núcleo pulposo).

Tabela 4-1 - Média das propriedades materiais e desvios padrão para partes do osso das vértebras torácica e do disco intervertebral.

Partes	Módulo elasticidade [MPa]	Coefficiente Poisson
Osso Cortical	10.433,33 ± 1.556,438	0,306 ± 0,093
Osso Esponjoso	124,636 ± 24,051	0,291 ± 0,094
Anel Fibroso	430 ± 1,078	0,3 ± 0,0
Núcleo Pulposo	1,333 ± 0,1849	0,479 ± 0,185

Cabe ressaltar que o coeficiente de Poisson do núcleo pulposo, citado na literatura, pode apresentar valores superiores ao limite de 0,5 (variação volumétrica zero) para materiais homogêneos e isotrópicos. Ou seja, os dados indicam que o núcleo pulposo pode apresentar uma variação volumétrica negativa. Todos os elementos do modelo receberam o mesmo tipo de malha, ou seja, elemento tetraédrico de quatro nós linear. Esse elemento é denominado, no Ansys[®], SOLID 185, onde cada nó possui três graus de liberdade. Ele foi escolhido devido à complexidade da geometria. Um controle da malha foi realizado aumentando sua densidade em regiões onde foi assumido um comportamento mais complexo das tensões. Um tamanho médio dos elementos de 0,7 mm foi utilizado. Neste caso, optou-se pelo tamanho da malha que atendesse à necessidade de se aplicar no mínimo dois elementos na fina malha da concha cortical da vértebra. Nesse estudo, todo o modelo apresentou 137.984 nós e 634.434 elementos. A Tab. 4.2 representa os tipos de elementos e parâmetros do modelo da UFC T7-T8.

Tabela 4-2 - Tipos de elementos e parâmetros do modelo da unidade funcional T7-T8.

Partes	Geometria	Tipo de material	Espessura	Quantidade de elementos
Osso Cortical T7	Tetraédrico	Sólido	1,5 mm	214.832
Osso Esponjoso T7	Tetraédrico	Sólido	-----	78.790
Osso Cortical T8	Tetraédrico	Sólido	1,5 mm	220.105
Osso Esponjoso T8	Tetraédrico	Sólido	-----	70.682
Anel Fibroso Disco	Tetraédrico	Sólido	-----	35.926
Núcleo Disco	Tetraédrico	Sólido	-----	14.099

4.1.2 Condição de carregamento e de contorno

Para a condição de carregamento, considerou-se a força axial de compressão igual a 400N, distribuída na superfície superior da vértebra T7. Para a condição de contorno, impôs-se uma restrição em todas as direções na superfície inferior da vértebra T8. O comportamento do contato entre as superfícies articulares das facetas foi simulado com o coeficiente de atrito de 0,1 e tratada como um problema de par de contato em movimento, como referido para articulações facetárias da coluna lombar no estudo de Kuo *et al.* (2010), e coluna cervical no estudo de Teo e Ng (2001).

Um primeiro estudo biomecânico do segmento móvel T7-T8 foi realizado considerando duas condições de postura. Na primeira postura, a unidade funcional se apresentou em condição de inclinação anterior ou ventral, como é observado em parte do arco torácico fisiológico. Na segunda postura, a unidade funcional recebeu um ângulo de inclinação posterior de 15°, simulando uma postura de retificação da coluna vertebral. Nesse primeiro estudo, não se considerou os ligamentos constitutivos desse segmento vertebral, posto que não representam função relevante em carregamento axial. Estudo realizado por Teo e Ng (2001), para coluna cervical, revelou que, em presença de carga transmitida para baixo e completa ressecção dos ligamentos, não houve alteração significativa na distribuição desta carga.

O estudo computacional seguiu com a colaboração do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), Campinas, com a utilização do equipamento Workstation SGI com processador Intel Xeon x5600, 2.80GHz, 48 GB de memória Ram e placa de vídeo NVIDIA Quadro 4000. As seguintes etapas descrevem o estudo desenvolvido:

- 1 - Importação de modelo em STL_DCE (malha 2D), gerado no Maya e importado pelo software Ansys® Workbench® 14.5 (Fig. 4.1).

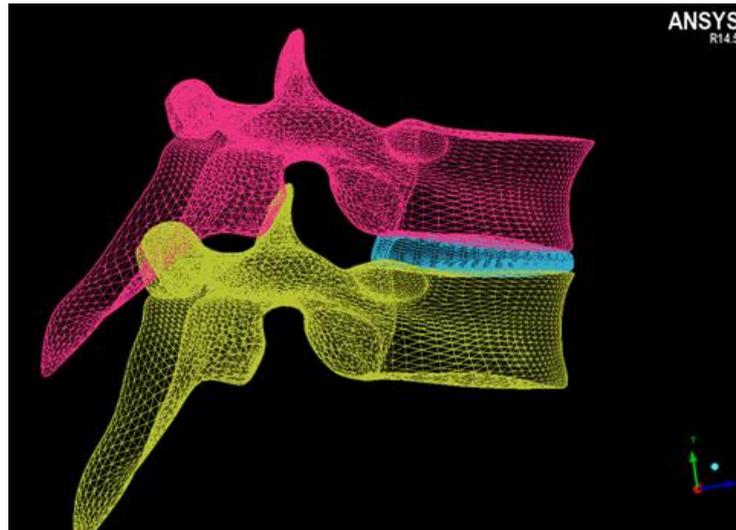


Figura 4.1 - Modelo geométrico da unidade funcional T7-T8, importado para o Ansys em malha no formato .stl.

- 2 - No modo ANSYS ICEM-CFX, do Ansys® Workbench® 14.5, o modelo .stl em malha 2D foi reconhecido e, então, realizada a edição e controle dessa malha (Fig. 4.2).

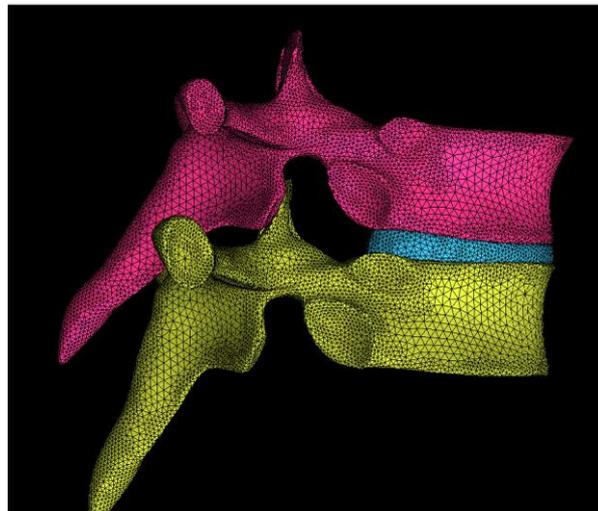


Figura 4.2 - Modelo geométrico da unidade funcional T7-T8 em malha volumétrica 3D.

- 3 - Como o ICEM-CFX não é uma ferramenta para análise estrutural, o modelo foi transferido para o módulo *Finite Element Modeler*, do Ansys® Workbench® 14.5. Assim, criaram-se as referências sobre a malha superficial e, posteriormente, utilizou-as para a declaração dos contatos e condição de contorno no próprio ANSYS. A malha foi convertida em malha estrutural, sólida, para cada corpo a partir das superfícies, como mostra a Fig. 4.3.

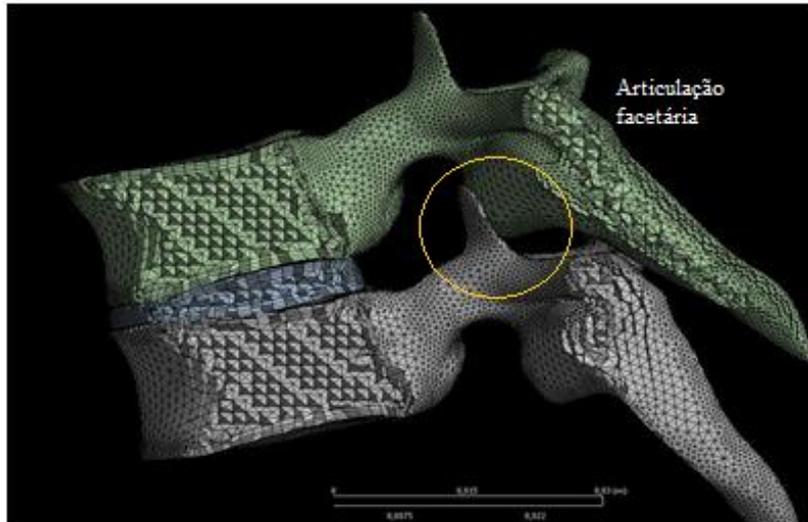


Figura 4.3 - Modelo geométrico da unidade funcional T7-T8, em corte sagital, onde se observa uma estrutura em malha sólida e o destaque, dentro do círculo, para a articulação facetária.

- 4 - Como o modelo é constituído de várias partes como osso, anel fibroso e núcleo, foi necessária a definição de cada superfície. Nessa etapa, o modelo foi exportado para o software NASTRAN[®] (NEiNASTRAN 10.2, 2014). Este software foi considerado mais “amigável”, pois o contato das estruturas do modelo realiza-se diretamente pela face dos elementos; diferentemente do Ansys, onde o contato faz-se pela superfície. Porém, não há impedimento para que todo o processo de simulação se realize num único software. Cada elemento das partes, referentes à geometria, foi organizado em *layers* e realizou-se o processamento das condições de contorno e verificação dos contatos. O modelo foi completamente fixado na parte inferior da vértebra T8 e utilizado o contato colado entre os corpos. Uma carga axial de 400 N foi aplicada na forma de pressão no platô superior de T7. A força de compressão na coluna depende do peso das estruturas acima dela, como cabeça, pescoço, braços e tronco. Permanecendo ereto, esta carga vertical é de aproximadamente 55 a 60% do peso corporal total, ou seja, cerca de 400 N para o peso corporal padrão 700 N. Essas forças podem ser duplicadas pelo efeito das forças musculares, ou pelo efeito de cargas dinâmicas (KURUTZ, 2010). Uma carga axial de 500N foi utilizada nos estudos de análise numérica de coluna torácica de Qiu e Teo (2003) e van der Plaats *et al.* (2007) (Fig. 4.4).

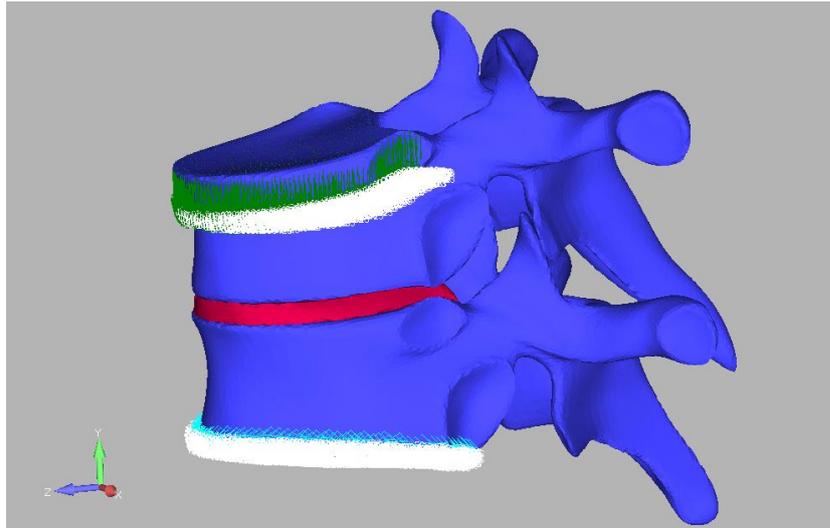


Figura 4.4 - Condições de contorno do segmento móvel T7-T8, onde estão representados o engaste na porção inferior da vértebra T8 e a carga axial distribuída na superfície superior da vértebra T7.

- 5 - Por fim, realizou-se o processamento dos dados. Nesse processamento da análise biomecânica, para que houvesse convergência dos resultados segundo critérios impostos, o carregamento foi dividido em 100 passos de força (4 N, 8 N, 12 N, 16 N, até 400 N).

O estudo foi considerado com um comportamento não linear devido aos deslocamentos encontrados na região de contato das articulações facetárias, embora a deformação sofrida pelo sólido seja muito pequena.

4.1.3 Resultados

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos na simulação numérica da unidade funcional T7-T8. Como a metodologia utilizada na modelagem geométrica não apresenta precedentes na literatura para uso em análise pelo MEF, nesta etapa do trabalho, priorizou-se o estudo das melhores ferramentas a serem utilizadas na simulação com MEF.

4.1.3.1 Tensão Mínima Principal, unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação anterior

A mínima tensão principal é utilizada para evidenciar as regiões nas quais há maiores tensões de compressão. Grande parte da unidade funcional T7-T8 permaneceu em níveis próximos de zero ou com valores negativos. A maior tensão normal de compressão, com valor próximo a

6 MPa, foi observada na porção anterior das vértebras T7-T8, mostrado em azul na Fig. 4.5. Cabe observar que são valores coerentes com o mencionado na literatura e abaixo da tensão de ruptura dos ossos humanos em geral.

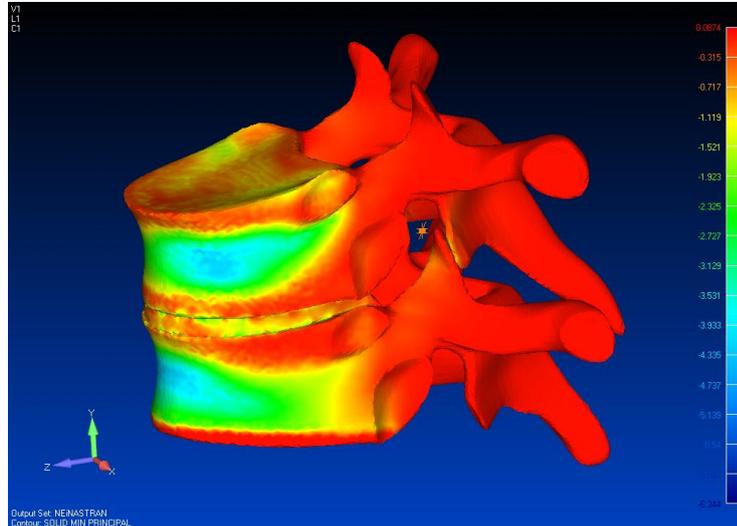


Figura 4.5 - Distribuição da Tensão Mínima Principal vista no modelo da unidade funcional T7-T8, em condição de inclinação anterior.

Uma pequena tensão de compressão, próxima a 1 MPa, foi observada nas superfícies articulares das facetas da vértebra T8. Representada pelos pontos amarelos indicados pelas setas na Fig. 4.6.

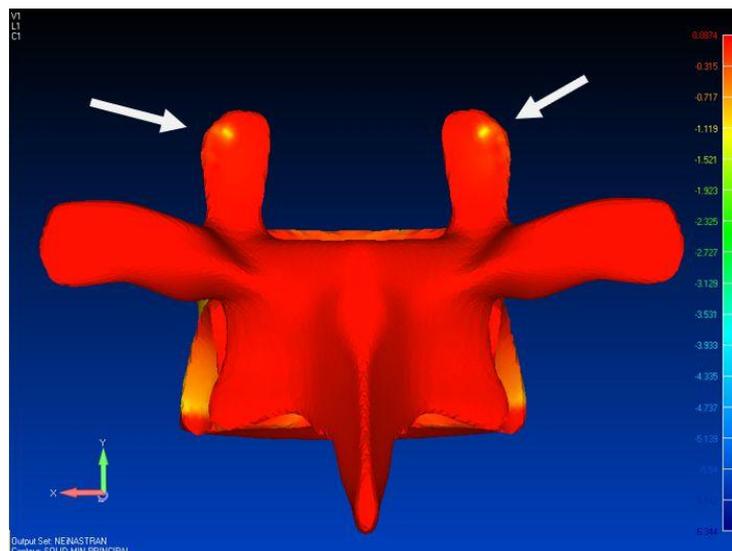


Figura 4.6 - Tensão mínima principal na superfície articular das facetas da vértebra T8.

Em relação ao disco intervertebral, a distribuição do campo de tensões demonstrou que a parte anterior do disco é a mais comprimida e as tensões nas regiões próximas ao núcleo do disco

têm valores próximos de zero. As Figs. 4.7 e 4.8 demonstram a distribuição das tensões nas faces superior e inferior do disco intervertebral T7-T8.

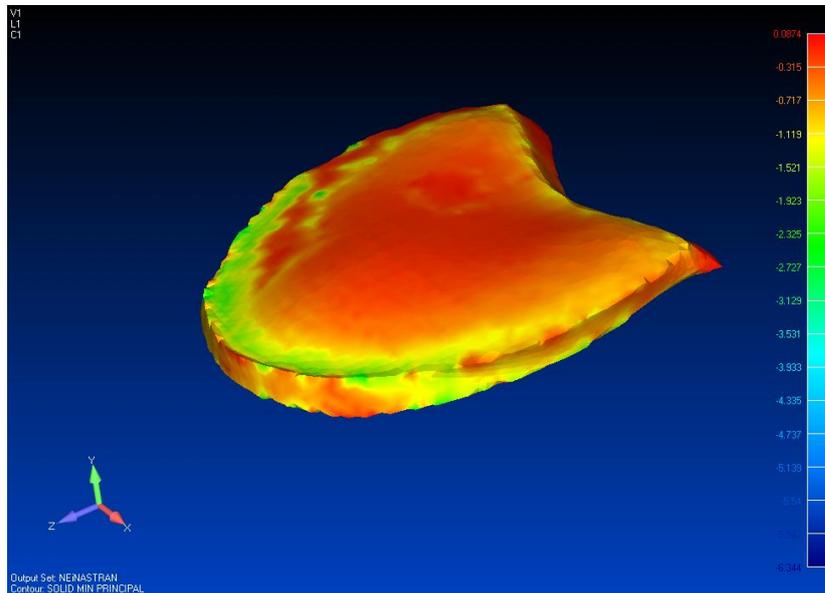


Figura 4.7 - Distribuição de tensões na face superior do disco intervertebral T7-T8.

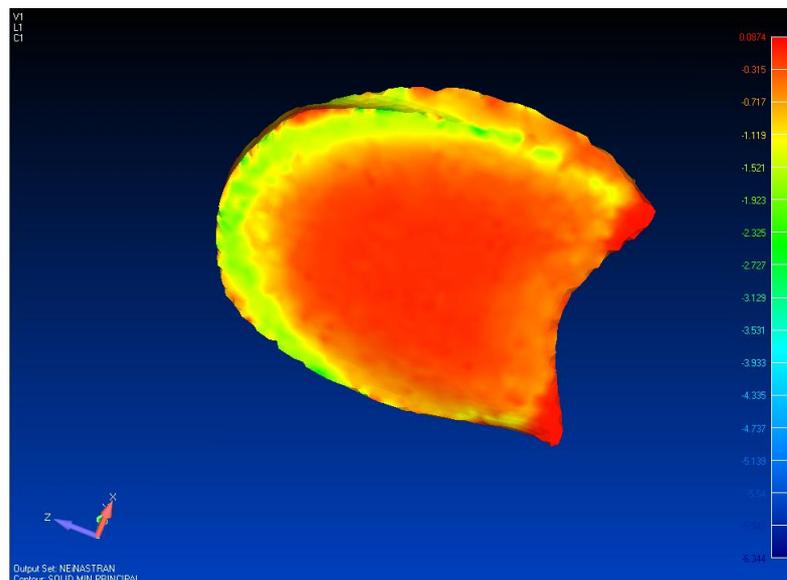


Figura 4.8 - Distribuição de tensões na face inferior do disco intervertebral T7-T8.

4.1.3.2 Tensão Mínima Principal, Unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação posterior de 15°, em relação ao modelo anterior

A máxima tensão normal de compressão, observada na porção anterior da vértebra T7, apresentou valor próximo a 3,1 MPa. Ao contrário, a tensão foi maior nas regiões de contato entre as facetas articulares (Fig. 4.9).

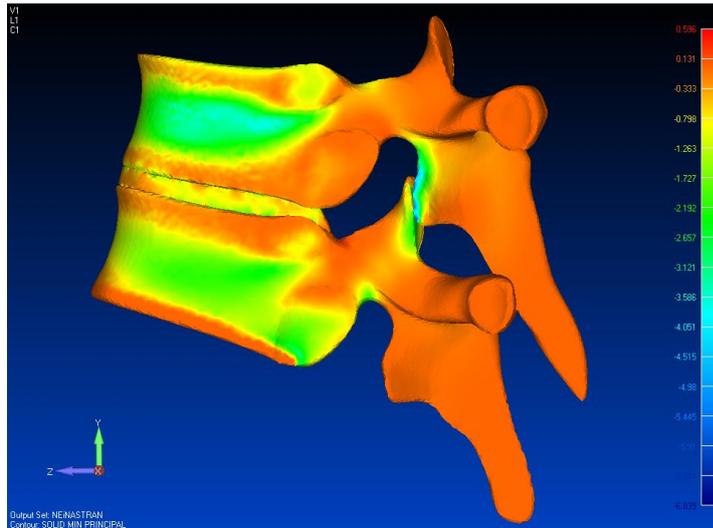


Figura 4.9 - Distribuição da Tensão Mínima Principal vista no modelo de unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação posterior de 15°.

A máxima tensão normal de compressão, com valor próximo de 4,05 MPa, foi observada na superfície articular das facetas da vértebra T8, mostrada pelas setas na Fig. 4.10.

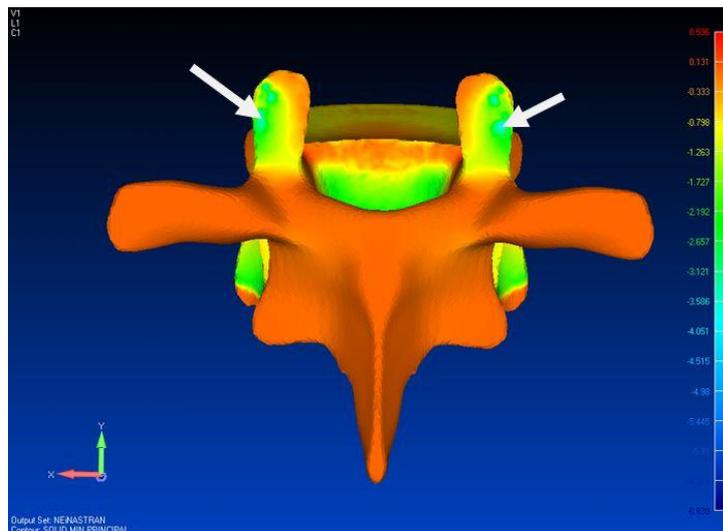


Figura 4.10 - Tensão Mínima Principal sobre a superfície articular das facetas da vértebra T8, em condição de coluna retificada.

Na condição de inclinação posterior, as tensões de compressão do disco não sofreram alterações quantitativas significativas quando comparadas ao modelo de inclinação anterior da unidade funcional. Entretanto, observou-se uma melhor distribuição de esforços sobre o disco, que foi igualmente comprimido onde todo o anel fibroso. Diferentemente do modelo em inclinação anterior, onde a parte frontal do disco sofreu maiores esforços de compressão (Figs. 4.11 e 4.12).

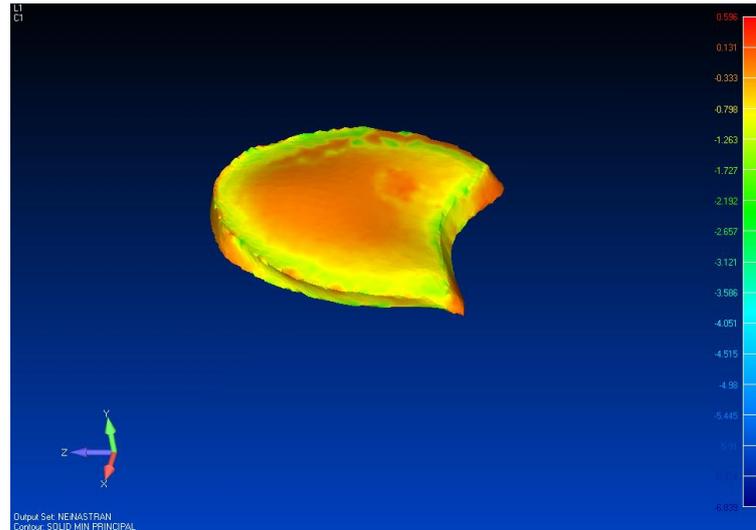


Figura 4.11 - Distribuição de tensões na face superior do disco intervertebral T7-T8, em condição de inclinação posterior de 15°.

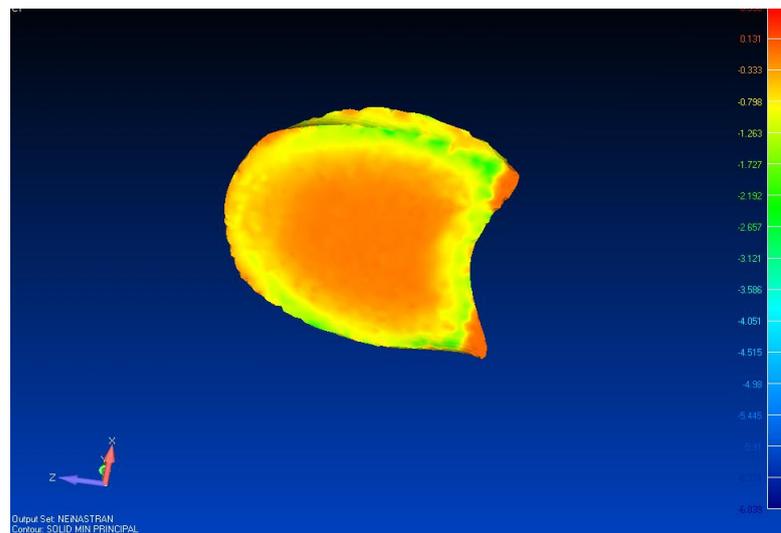


Figura 4.12 - Distribuição de tensões na face inferior do disco intervertebral T7-T8, em condição de inclinação posterior de 15°.

4.1.3.3 Deslocamentos na unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação anterior

O deslocamento observado nesta unidade funcional apresentou-se restrito à vértebra superior T7, podendo ser visualizado na cor amarela na Fig. 4.13.

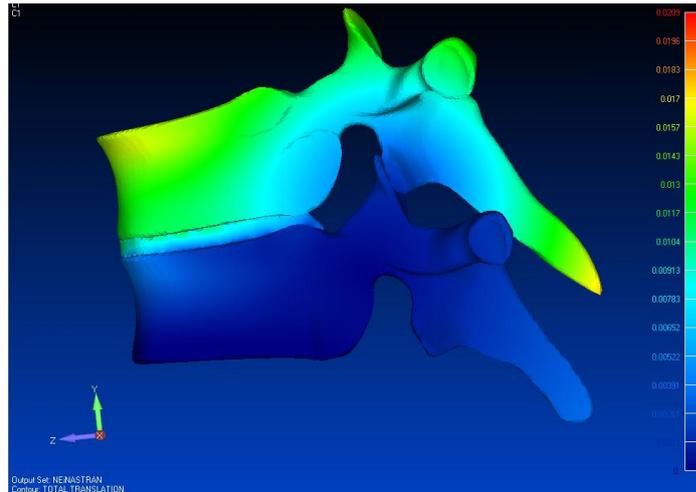


Figura 4.13 - Vista lateral do campo de deslocamento na unidade funcional T7-T8, em condição de inclinação anterior.

4.1.3.4 Deslocamentos na unidade funcional T7-T8 em condição de inclinação posterior de 15°

O comportamento observado nesta condição demonstrou um deslocamento da vértebra superior T7 e, também, da porção do arco vertebral posterior de T8. Ao contrário da condição de inclinação anterior da unidade funcional, essa condição não apresentou comportamento de alavanca interfixa. Observou-se um deslizamento para baixo da face articular de T7 em relação à face articular de T8 (Fig. 4.14). Este tipo de movimento causou tensões de cisalhamento consideráveis na junta facetada e, conseqüentemente, a existência de forças de atrito na região de contato.

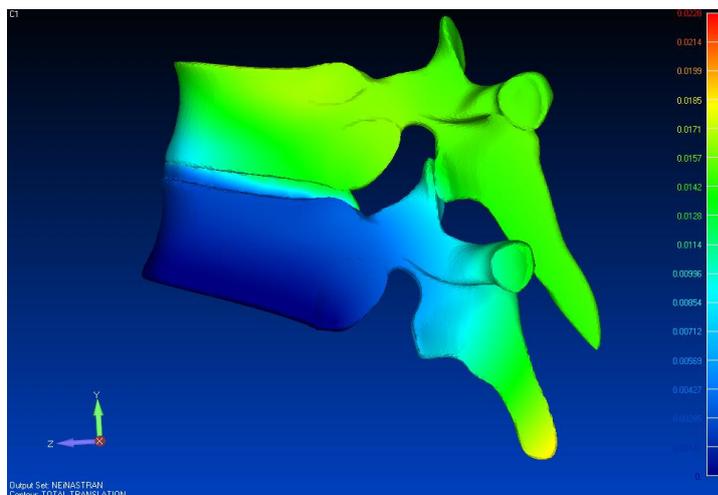


Figura 4.14 - Vista lateral do campo de deslocamento na unidade funcional T7-T8, em condição de inclinação posterior.

4.1.4 Discussão

O modelo exposto representou uma primeira aproximação para a análise computacional com o MEF de um segmento da coluna torácica. A proposta preliminar foi testar a aplicabilidade do modelo 3D gerado no Maya, caracterizado por uma malha .stl. de um modelo biológico, numa análise numérica computacional com elementos finitos. Além disso, analisou-se a sua capacidade em representar o comportamento biomecânico da UFC T7-T8, e a sensibilidade deste comportamento na variação da postura sob carga axial compressiva. Alguns obstáculos, a serem considerados, se apresentaram durante a elaboração da metodologia. Durante a modelagem do segmento vertebral no software Maya, o maior desafio se mostrou no ajuste preciso do contato das articulações facetárias. Essas articulações têm papel relevante na proposta desse estudo. Elas apresentam-se como uma pequena estrutura anatômica, aproximadamente 1 cm de altura e menos que isso de largura, com detalhes anatômicos que requereu uma habilidade extra em sua modelagem. As superfícies articulares foram modeladas como superfícies planas e com angulação relativa ao plano coronal, permitindo que a interlinha das apófises articulares ficasse contida em uma superfície cilíndrica cujo eixo é o centro do corpo da vértebra (MEIJER, 2011). Elas foram consideradas como par móvel. Entretanto, a primeira simulação apresentou erro com deformação dos tecidos adjacentes à articulação. Após análise, identificou-se uma sobreposição de malhas nas superfícies articulares, como mostram as Figs. 4.15 e 4.16, o que requereu um tempo extra na modelagem dessas articulações. Para alcançar uma geometria simétrica, replicou-se uma das hemifaces de toda a estrutura modelada. Assim como na modelagem 3D realizada no Maya, é difícil obter geometria detalhada das facetas usando TC, seria necessário um escaneamento em fatias inferiores a 1 mm para maior detalhamento do modelo, o que envolveria altas doses de radiação para o indivíduo.

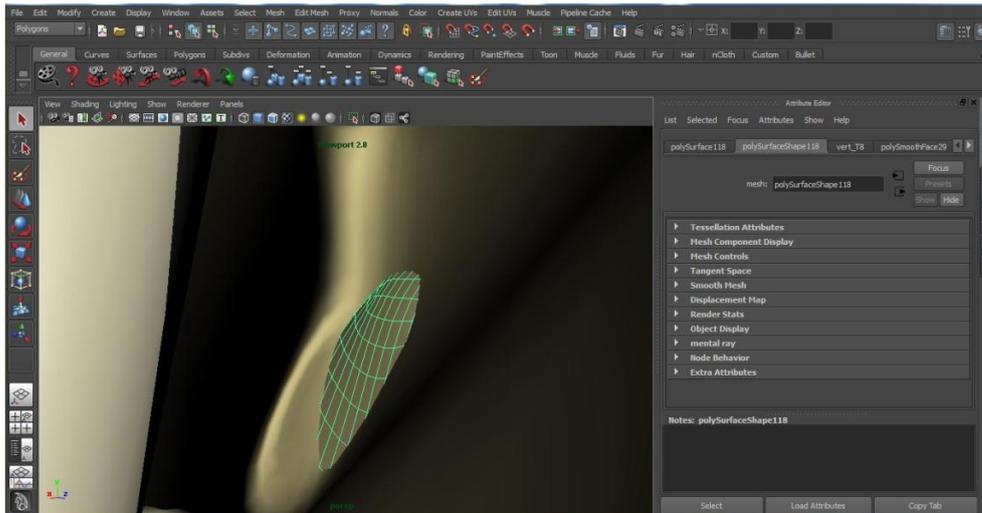


Figura 4.15 - Imagem da tela do software Maya, onde observa-se a sobreposição da malha em uma das superfícies articulares das facetas no processo de geração do modelo geométrico.

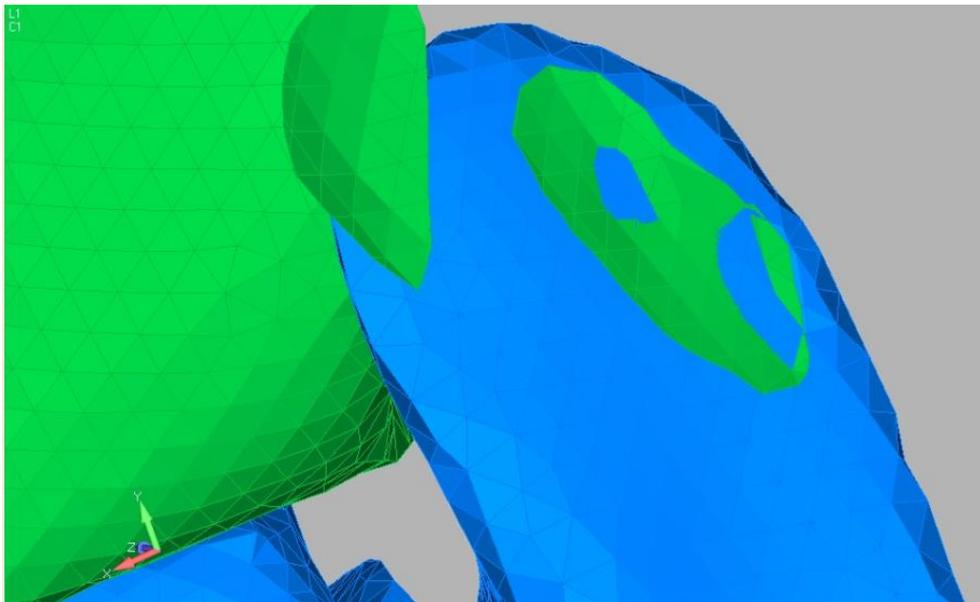


Figura 4.16 - Imagem da sobreposição entre as superfícies articulares em uma das facetas durante processo de geração de malha no Ansys.

Após o ajuste do modelo das facetas articulares, em que foi preservada uma aproximação mínima sem sobreposição, iniciaram-se os testes de alguns softwares de elementos finitos que melhor atendessem à geração da malha volumétrica a partir do modelo .stl gerado no Maya e que, também, atendessem ao pós-processamento. A escassez de dados de geometria e propriedades materiais, para estudo com o MEF de deformidade que acomete indivíduos jovens, sem maturação óssea completa, apresenta-se como outro desafio a ser superado. Nesse estudo piloto, considerou-se, somente, os parâmetros morfométricos e propriedades materiais de indivíduos adultos.

Um controle da malha foi realizado para certificar do quanto ela difere da malha perfeita, onde os elementos são geometricamente ideais. Uma maior densidade de elementos foi considerada nas regiões onde a geometria se mostrava mais complexa, por exemplo, na porção posterior da vértebra e articulações facetárias. Muitas incertezas são esperadas num estudo numérico com o MEF com tecidos biológicos. Dentre elas, as propriedades mecânicas dos ossos e dos tecidos moles não encontram consenso na literatura, inúmeras são as dificuldades nos ensaios experimentais destes materiais biológicos.

Alguns estudos experimentais têm relatado a importância das articulações facetárias no processo de inicialização e progressão da deformidade vertebral tipo EIA (CASTELEIN *et al.*, 2005, KOUWENHOVEN *et al.*, 2007). No experimento de Kouwenhoven *et al.* (2007), uma unidade funcional de coluna torácica humana e de suínos foi utilizada como corpo de prova e submetida a uma carga horizontal (eixo Z) de cisalhamento dorsal e ventral, que variava de 50, 100 e 150 N, resultando num momento de torção adicional de 0,5, 1,0 e 1,5 Nm; além de uma pré-carga vertical (eixo Y) de 500 N. Cargas de cisalhamento, dorsalmente localizadas, promoveram maior instabilidade e redução da capacidade das facetas em conter o movimento rotacional das vértebras, quando comparadas a cargas de cisalhamento ventralmente localizadas. Essa instabilidade foi maior no segmento médio da coluna torácica do que no segmento torácico baixo. Além disso, os autores observaram uma maior instabilidade rotacional para a direita, o que corrobora com o fato de que há maior ocorrência de escolioses com rotações vertebrais para este lado. Nesse estudo, as tensões e deslocamentos das articulações facetárias, também, se apresentaram mais acentuados em presença de carga de cisalhamento dorsal. Foi observado um deslizamento para baixo associado a um afastamento das superfícies articulares das facetas da vértebra T7 em relação à T8. Ao contrário, na condição de inclinação ventral deste segmento móvel T7-T8, observou-se um movimento fisiológico entre as duas vértebras, semelhante a uma alavanca interfixa, com polo relativo nas articulações facetárias, corroborando com a descrição de Kapandji (1987) sobre o comportamento mecânico fisiológico de um segmento móvel da coluna vertebral.

Poucos estudos de simulação computacional com MEF retrataram o segmento torácico da coluna vertebral. Nenhum estudo de elementos finitos, para investigação das tensões e deslocamentos das articulações facetárias em presença de cifose e retificação da cifose na coluna torácica, foi encontrado na literatura. Em uma simulação da coluna lombar, Kuo *et al.* (2010), usando todas as cinco vértebras lombares, L1-L5, e o platô superior da vértebra sacral

S1, os autores pesquisaram o comportamento das tensões facetárias e pressão intradiscal sob diferentes pré-cargas (300 N, 460 N e 600 N) em diferentes posturas (de pé, inclinação à frente, inclinação para trás e rotação axial). Os autores concluíram que a tensão intradiscal aumentava com o aumento da carga, e alcançou uma média de 0,42275 MPa em todos os discos lombares, para carga axial de 460 N em posição de pé. Nas articulações facetárias, as tensões foram maiores nas facetas de L3-L4 quando comparadas ao segmento L2-L3. Na simulação de rotação axial, as maiores tensões ocorreram na articulação facetária contralateral, e os valores foram maiores no segmento mais baixo, L4-L5, que no segmento L2-L3. Os valores das tensões nas articulações facetárias não foram revelados. Nesse estudo, em presença de carga axial de 400N, a pressão intradiscal variou de 0,0874 MPa, na porção central, para -1,521 MPa, na porção anterior do disco, para a postura de inclinação ventral e, 0,131 MPa na porção central do disco para -1,263 MPa na porção posterior, para a postura de inclinação dorsal. Devido às diferenças nas condições de contorno de ambos os estudos, torna-se difícil a comparação direta dos resultados.

Em uma UFC saudável, o disco intervertebral é responsável pela transmissão da maior parte da carga, chegando a 100% para cargas suaves. As facetas articulares podem carregar de 3% a 25% do total da carga (WHITE, PANJABI, 1990). Em estudo do segmento toracolombar da coluna usando o MEF, Tyndyk *et al.* (2007) analisaram três condições de carga compressiva axial de 1000 N, distribuída sobre a superfície da vértebra T11: 100% da carga sobre o corpo da vértebra, 75% sobre o corpo da vértebra e 25% sobre a sua porção posterior e, por último, 50% sobre o corpo da vértebra e 50% sobre sua porção posterior. Os autores concluíram que a rigidez compressiva da coluna toracolombar depende da condição de carregamento assumido. A condição de carga distribuída 75% anterior e 25% posterior na vértebra mostrou ser a de maior rigidez compressiva, sendo 12% maior que a condição apresentada como de menor rigidez, observada em 100% da carga anterior.

Nesse estudo, a distribuição dos esforços mostrou-se diferente para a condição de inclinação ventral comparada à condição de inclinação dorsal da UFC. A máxima tensão de compressão na condição de inclinação ventral, reproduzindo o arco fisiológico, foi de 6,3 MPa na porção anterior da vértebra e 1,1 MPa na porção posterior, nas facetas articulares. Em condição de inclinação dorsal, compatível com hipocifose, a máxima tensão normal de compressão na porção anterior da vértebra foi 3,1 MPa, e 4,05 MPa nas facetas articulares. O deslocamento produzido se mostrou compatível com aquele hipotetizado por Castelein *et al.* (2005), onde, diferentemente do comportamento de alavanca interfixa descrito por Kapandji (1987), houve

um deslocamento dorsal da vértebra superior em relação à vertebra inferior, gerando um afastamento das superfícies articulares das facetas, coerentes com o comportamento biomecânico descrito na literatura. Nesta condição de inclinação dorsal, a UFC apresentou um aumento de quatro vezes na tensão máxima de compressão nas articulações facetárias.

Segundo Latif (2011), devido à grande influência de forças nessa articulação, ela está sujeita a significantes mudanças degenerativas que resultam em dor e disfunções. Os dados apresentados neste estudo demonstraram que na condição de inclinação anterior da UFC a maior tensão de compressão ocorreu na porção anterior da vértebra, representada pelo corpo vertebral e disco intervertebral. O contrário ocorreu com a condição de inclinação posterior da UFC, em que a maior tensão de compressão foi observada nas articulações facetárias e resultou em um comportamento alterado destas articulações.

Este primeiro estudo cumpriu seu objetivo ao apresentar a viabilidade de se usar modelos 3D, gerados com base em imagens gráficas, com malha .stl, em software de análise computacional com o MEF. Do ponto de vista dos deslocamentos da estrutura, o modelo mostra-se validado ao reproduzir com fidedignidade a descrição do movimento articular de uma UFC como alavanca interfixa apresentado por Kapandji (1987). No que se refere aos dados de tensões, o estudo mostrou-se limitado, não havendo estudos experimentais com condições de contorno comparáveis e necessita ser melhor avaliado em estudos futuros.

4.2 Simulação numérica do segmento torácico T5-T10

Esta simulação objetivou analisar o comportamento biomecânico do segmento médio da coluna torácica, com características morfométricas e propriedades de coluna de adolescente, nas condições de cifose e retificação da cifose em presença de desequilíbrio ligamentar. O segmento torácico T5-T10, com seu ápice no segmento móvel T8-T9, foi escolhido para este estudo por ser a localização da maioria das deformidades espinhais nesta faixa etária (LORD, OGDEN, GANEY, 1995; HEIDARI *et al.*, 2004). A Fig. 4.17 representa a localização do segmento torácico T5-T10, objeto de análise nesta tese.



Figura 4.17 - Localização das vértebras do segmento torácico T5-T10 do presente estudo.

Estudos têm comprovado que a função, a falência, a predição de mudanças de parâmetros biomecânicos e remodelamento de segmentos móveis da coluna vertebral estão relacionados ao campo das tensões e deformações, e podem ser calculados pelo MEF (LIN, 1994; KIM, 2001). A teoria mais reconhecida para o desenvolvimento da EIA é que ela progride em um processo biomecânico envolvendo assimetria de carregamento na coluna e modulação do crescimento vertebral (VILLEMURE *et al.*, 2002). Além disso, Castelein *et al.* (2005) hipotetizaram que forças dorsalmente direcionadas, na condição de hipocifose, favoreceriam à instabilidade rotacional das vértebras por tornarem inoperantes as articulações facetárias. Assim, nesta etapa, a concepção do modelo *in silico* foi idealizado para possibilitar um estudo biomecânico da coluna torácica, sujeita a um gatilho específico, ou seja, assimetria dos ligamentos Flavum e Intertransversário, e associar as observações ao fenômeno da EIA.

4.2.1 Metodologia

Diferente do estudo de van der Plaats *et al.* (2007), que analisou um único modelo torácico da coluna vertebral com assimetria ligamentar, nesse estudo, dois modelos de elementos finitos da coluna torácica foram desenvolvidos – um modelo com cifose torácica e outro sem a cifose torácica. Uma análise dos deslocamentos e tensões num modelo macroscópico possibilitou uma visão global do segmento torácico médio, necessária à observação do fenômeno.

4.2.1.1 Geração da malha

O modelo construído no Maya foi exportado para a ferramenta de análise por elementos finitos no formato .stl. Ele apresentou-se como uma malha triangular representando a superfície da geometria, portanto, uma malha de superfície em si mesma. A partir daí, realizaram-se trabalhos de edição da malha para a sua adequação e conversão em malha volumétrica. Devido à complexidade geométrica do modelo em questão, optou-se pela malha de elementos tetraédricos lineares, pois a geometria seria mais facilmente subdividida se comparada à malha hexaédrica. Para compensar a redução de capacidade e representação do elemento linear, optou-se por controlar a malha melhorando o formato do elemento e aumentando a densidade desses elementos em regiões onde a geometria se apresentava mais complexa. Diferentes tamanhos de elementos foram utilizados, como mostrado na Tab. 4.3. Um refinamento foi considerado na região de contato articular, com tamanho máximo de elemento igual a 0,3 mm. Na região de transição, o tamanho máximo do elemento foi adotado igual a 0,5 mm. Para os outros elementos, o tamanho máximo foi adotado igual a 1,0 mm. O modelo final possui 6.698.616 elementos finitos.

Tabela 4-3 - Simulação de malha e tamanhos dos elementos por região.

Regiões	Malha 1	Malha 2	Malha 3
Contato articular	0,3 mm	0,5 mm	1,0 mm
Transição	0,3 mm	0,5 mm	1,0 mm
Geral	0,3 mm	0,5 mm	1,0 mm

Realizou-se um estudo para checar a qualidade dessa malha. Foram utilizados os parâmetros aspect ratio, Jacobian, tetra collapse e volumetric skew, para avaliar as diferenças entre as dimensões dos elementos, o mapeamento entre o espaço do elemento e o espaço real, o ângulo entre as arestas e a torção na malha, respectivamente. Os resultados são apresentados nas Tabs. 4.4 e 4.5.

Tabela 4-4 - Qualidade da malha na condição de cifose.

Parâmetro de qualidade de malha	Valor admissível	Elementos em não conformidade
Aspect Ratio	< 5,0	724 (0.01%)
Jacobian	> 0,5	0 (0.00%)
Tetra Collapse	> 0,1	113 (0.00%)
Volumetric Skew	< 0,7	23248 (0.35%)

Tabela 4-5 - Qualidade da malha na condição de cifose retificada.

Parâmetro de qualidade de malha	Valor admissível	Elementos em não conformidade
Aspect Ratio	< 5,0	298 (0.00%)
Jacobian	> 0,5	0 (0.00%)
Tetra Collapse	> 0,1	55 (0.00%)
Volumetric Skew	< 0,7	87261 (1.30%)

Para estruturas anatômicas de maior complexidade, como as articulações facetárias, foram necessários ajustes a fim de garantir que as vértebras estivessem em contato por meio dessas articulações. Para proceder com estes ajustes utilizou-se o programa MeshMixer (v11.0.544 Autodesk). A articulação facetária é do tipo sinovial plana, com estruturas complexas como cápsula fibrosa, cartilagem, membrana sinovial e uma cavidade preenchida pelo líquido sinovial que garante a redução do atrito entre as cartilagens. Essa estrutura articular é uniaxial e permite apenas o movimento de deslizamento. Todas essas estruturas foram removidas do modelo e substituídas por um contato do tipo deslizante que não permite a separação. Edições locais foram realizadas nas articulações garantindo, assim, a intersecção da geometria. Posteriormente, por meio de operações booleanas, o contato superficial entre as facetas foi garantido.

Vértebras e discos intervertebrais foram considerados como elementos 3D, tetraédrico de quatro-nós. Todo o modelo apresentou 1.248.982 nós e 6.698.616 elementos (Fig. 4.18).



Figura 4.18 - Corte longitudinal do segmento torácico retificado (T5-T10), em malha volumétrica.

O pré-processamento foi realizado pelo programa HyperMesh versão 14.0 (Troy, Michigan, USA), núcleo de solução OptStruct e, para o pós-processamento, HyperView (V14.0 Altair). O hardware utilizado nesse estudo foi Workstation Z820 da HP com processador Intel Xeon E5-2620, com velocidade de 2.00 GHz, memória RAM 64 GB e placa de vídeo NVIDIA modelo QUADRO K2000D.

4.2.1.2 Propriedades materiais

Propriedades do osso vertebral

Visando reduzir o custo computacional, uma vértebra inteira foi assumida como sendo um corpo homogêneo num meio córtico-esponjoso, combinando ambos os tecidos (TRAVERT *et al.* 2011; MASRI *et al.*, 2012). Simulações anteriores foram realizadas (AROEIRA *et al.*, 2014) considerando diferentes regiões ósseas nas vértebras (cortical externa e esponjoso interna). Os resultados de deslocamentos e rotações foram muito próximos dos resultados obtidos considerando o corpo equivalente homogêneo (meio córtico-esponjoso) para as vértebras. Como o escopo do estudo atual está, prioritariamente, voltado à análise dos deslocamentos e rotações obtidos a partir de diferentes condições de cifose, considerou-se a hipótese de homogeneidade.

O coeficiente de Poisson para o meio córtico-esponjoso foi considerado 0,3, conforme dados da literatura (TRAVERT *et al.*, 2011). Nesse estudo, para encontrar o módulo de elasticidade

do modelo córtico-esponjoso, realizou-se um cálculo de equivalência com simulação computacional em duas vértebras, uma utilizando propriedades de osso cortical e trabecular (13.440 MPa para o osso cortical e 241 MPa para osso esponjoso) referidos no estudo de Dong *et al.* (2013) para criança de 10 anos de idade, e, outra, sem diferenciação entre os dois tipos de ossos. Aplicou-se uma carga e buscou-se o módulo de elasticidade que resultou uma mesma deformação em ambos os modelos. Nessa simulação, o valor do módulo de elasticidade encontrado para o osso córtico-esponjoso foi 948 MPa. Para o disco intervertebral, usou-se propriedades materiais referidas por Fok *et al.* (2010), num estudo de simulação computacional de crescimento vertebral de oito a 10 anos de idade (Tab. 4.6).

Tabela 4-6 - Propriedades materiais e especificações materiais para o osso das vértebras e disco intervertebral do segmento T5-T10.

Estrutura	Módulo elasticidade (MPa)	Poisson
Osso cortical/esponjoso	948	0,3 ($\pm 0,00750$)
Anel fibroso do disco	454	0,3 ($\pm 0,0103$)
Núcleo do disco intervertebral	4	0,499 ($\pm 0,0572$, valor máximo até 0.5)

Propriedades do disco

As propriedades viscoelásticas do disco intervertebral não foram levadas em consideração, uma vez que os dados experimentais para a calibração do modelo não estão disponíveis. Além disso, os parâmetros viscoelásticos não são constantes e dependem do estado das tensões resultantes. A escolha das constantes, mencionadas acima, para a representação do disco baseou-se na literatura, nos poucos estudos computacionais de coluna vertebral de crianças e adolescentes, e justificada pela dificuldade ou impossibilidade de obter parâmetros relacionados a modelos constitutivos para a borracha que podem ser utilizados nos modelos disponíveis na literatura como Arruda-Boyce, Neo-Hookeano, Teoh, Mooney-Rivlin, Ogden (ALI *et al.*, 2010).

Propriedades dos ligamentos

Os ligamentos foram considerados como elemento unidimensional do tipo GAP, utilizando-se configuração de corda, opção para que funcione somente à tração, e suas áreas de seção transversa foram obtidas de dados da literatura (SCHULTZ *et al.*, 1974; VAN DER PLAATS *et al.*, 2007). Calculou-se a constante de rigidez (k) dos três ligamentos do modelo, o que resultou em 55 valores de (k) para cada modelo (retificado e com curva) (Eq. 4.11).

$$k = \frac{E.A}{L_o} \quad (4.11)$$

Onde:

k é o coeficiente de rigidez do ligamento

E é o módulo de elasticidade longitudinal

L_o é o comprimento inicial do ligamento

Os valores de (k) são demonstrados em tabela no apêndice.

Após os cálculos, o valor de F_0 (pré-carga) para o ligamento Supraespínhofo foi 0,65 N, Flavum 0,375 N e Intertransversário 0,09 N. Dados de área de seção transversal e módulo de elasticidade dos ligamentos em questão foram extraídos do estudo de van der Plaats *et al.* (2007) (Tab. 4.7). Os valores do coeficiente de rigidez utilizados nesse estudo, para os ligamentos Intertransversário, Supraespínhofo e Flavum são apresentados em tabela, no Apêndice.

Tabela 4-7 - Propriedades geométricas e de rigidez dos ligamentos Flavum, Intertransversário Supraespínhofo.

Ligamentos	Pré-carga [N]	Módulo de elasticidade [N/mm ²]	Área de seção transversal [mm ²]
Intertransversário	0,09	5	10
Supraespínhofo	0,65	5	26
Flavum	0,375	24	30

4.2.1.3 Condições iniciais e de contorno

Forças gravitacionais do peso corporal, na postura ereta, são cargas primárias sustentadas pela coluna vertebral. Cargas de origem muscular e cargas externas, também, podem contribuir para este carregamento, o que levaria a um carregamento consideravelmente maior que a porção do peso corporal localizado acima dele, em um dado segmento móvel (NACHEMSON, 1966). Desta forma, aplicou-se uma força axial (eixo y) de 400 N, na forma de pressão, 1,30 N/mm², uniformemente distribuída sobre uma região circular do platô superior do corpo de T5. No estudo de Fok *et al.* (2010), os autores consideraram uma carga de 614,3 N no nível da vértebra lombar L3, para um adolescente de peso corporal de 45kg. Essa carga corresponderia à soma da força gravitacional mais a força de estabilização de músculos. Segundo a teoria de Driscoll *et al.* 2008, a cada segmento de vértebra, no sentido

caudal, acrescenta-se 2,6% da carga. Assim, o uso de uma carga axial de 400 N distribuída no nível da vértebra torácica T5, mostrou-se satisfatório para esse estudo. (Fig. 4.19).

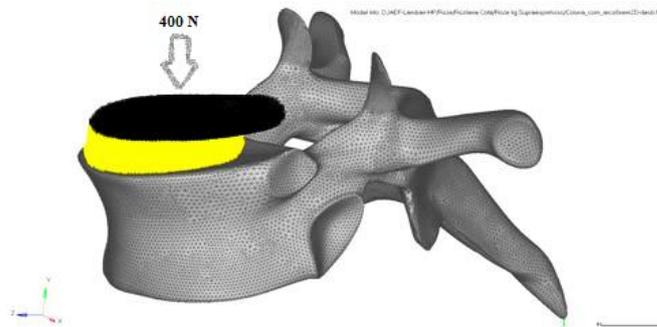


Figura 4.19 - Representação da força axial (eixo y) de 400 N foi aplicada na forma de pressão sobre uma região circular no platô superior do corpo vertebral de T5.

Um engaste foi aplicado no platô inferior da vértebra T10, conforme demonstra a Fig. 4.20. O contato entre o disco e a vértebra foi considerado colado (*freeze*). O contato entre as facetas, considerado deslizante (*slide*). Uma compatibilidade de nós representou a interação entre anel e núcleo do disco.

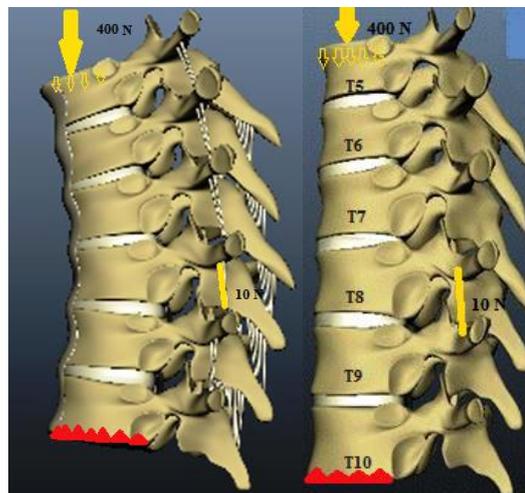


Figura 4.20 - Condição de contorno aplicada aos modelos T5-T10, em condição de cifose (à esquerda) e ausência de cifose (à direita), onde se observa o engaste no platô inferior de T10, uma força axial de 400 N, na forma de pressão, no platô superior de T5 e carga ligamentar assimétrica na unidade funcional T8-T9.

Uma deformação inicial de 0,5% foi introduzida em todos os ligamentos, em concordância com a literatura (VAN DER PLAATS *et al.*, 2007). Um desbalanço de 10 N foi introduzido nos ligamentos Flavum e Intertransversário do lado direito no segmento móvel T8-T9. A escolha deste segmento se dá em virtude de ser este o segmento com maior incidência de ápice das curvas escolióticas torácicas. O aumento da rigidez, unilateralmente, simulou o

efeito de um distúrbio de crescimento unilateral desses ligamentos, nas condições de cifose e retificação da cifose. Para o cálculo desse desbalanço, fizeram-se simulações com um segmento móvel, até que um deslocamento inicial ocorresse. Os resultados foram comparados a estudos prévios (STOKES, GARDNER-MORSE, 1991). Para cada modelo realizaram-se três simulações visando a observação dos deslocamentos. Ao introduzirmos uma pré-tensão, o estudo iniciou-se na parte linear da curva de tensão-deformação. Como a deformação foi pequena, a parte não linear da curva de tensão-deformação não foi alcançada.

A solução da simulação fez-se em três etapas (*time-steps*) sequenciais com uma análise do tipo não linear quasi-estático. Essa configuração foi empregada por ser esperado um movimento complexo entre as facetas, com deslizamento assimétrico e intensidades possivelmente elevadas. Cada *time-step* utilizou 10 incrementos e no máximo 50 iterações para atingir a convergência. O primeiro *time-step* objetivou a detecção e ativação dos contatos entre as facetas articulares sem aplicação de qualquer carga, ativando o contato não linear, que permitiu o deslizamento sem a separação articular nos *time-steps* subsequentes. O segundo *time-step* objetivou a inclusão do desbalanço de esforços dos ligamentos (comparável à posição de decúbito). Na última etapa, fez-se a inclusão do peso corporal no topo da vértebra T5, representando a posição ereta associada ao desbalanço de esforços dos ligamentos. Em todas as etapas, a face inferior da vértebra T10 foi completamente fixada.

4.2.2 Resultados

Nesta seção são apresentados os resultados dos deslocamentos e tensões principais máximas e mínimas.

4.2.2.1 Deslocamentos

Os deslocamentos foram avaliados nas condições de pressão axial associado a carga ligamentar assimétrica e, somente, carga ligamentar assimétrica.

Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital, com pressão axial e carga ligamentar assimétrica

- Segmento com cifose:

Na condição de cifose, carga assimétrica e pressão axial houve um deslocamento em flexão anterior do conjunto vertebral (sentido da seta), onde a porção superior deslocou-se 9,5 mm e foi, progressivamente, reduzindo no sentido caudal (Fig. 4.21).

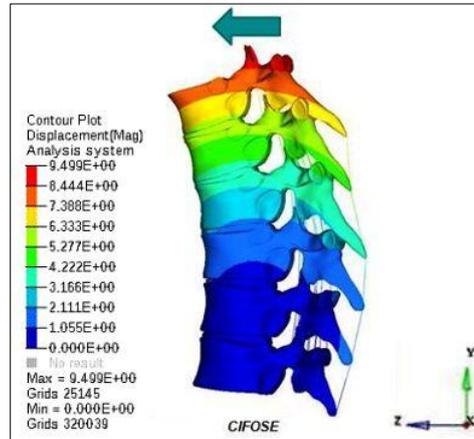


Figura 4.21 - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital, na condição de cifose e carga ligamentar assimétrica associada a pressão axial, em flexão anterior (seta), mais acentuado na porção cefálica e, gradativamente, reduzindo no sentido caudal.

- Segmento retificado:

Na condição de coluna retificada, carga ligamentar assimétrica e pressão axial houve um deslocamento em flexão anterior da estrutura (sentido da seta), onde a porção superior deslocou-se 4,6 mm e foi, progressivamente, reduzindo no sentido caudal (Fig. 4.22).

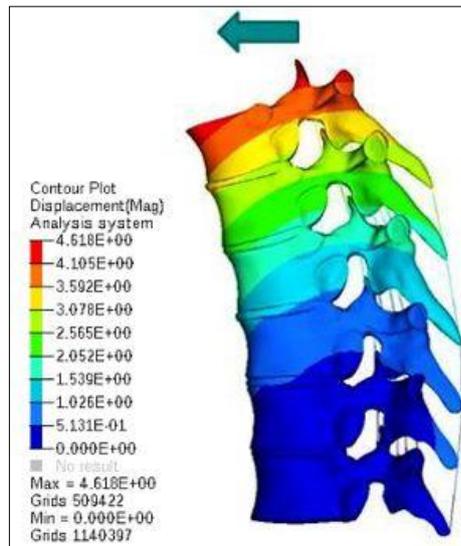


Figura 4.22 - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital esquerdo, na condição de retificação e carga ligamentar assimétrica associada a pressão axial, em flexão anterior (seta), mais acentuado na porção cefálica e, gradativamente, reduzindo no sentido caudal.

Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital, somente carga ligamentar assimétrica

- Segmento com cifose:

Na condição de cifose, somente carga ligamentar assimétrica, houve um deslocamento da estrutura em extensão (sentido da seta), com redução da curva da cifose (Fig. 4.23).

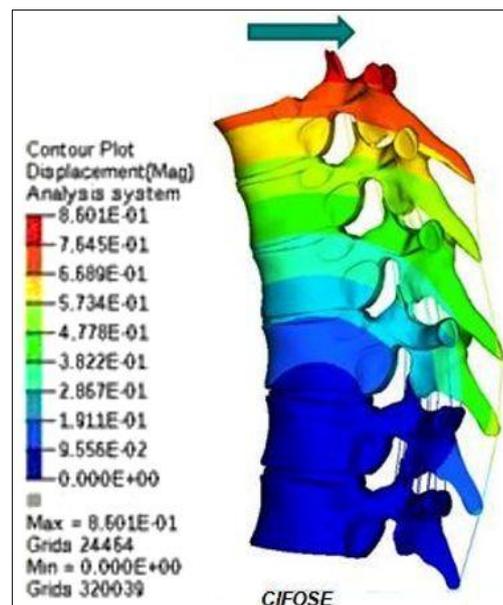


Figura 4.23 - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital esquerda, na condição de cifose e carga ligamentar assimétrica apresentando movimento extensor (seta), mais acentuado do conjunto vertebral na porção cefálica e, gradativamente, reduzindo no sentido caudal.

- Segmento retificado:

Na condição de retificação e, somente, carga ligamentar assimétrica houve um deslocamento extensor mais acentuado (sentido da seta), quando comparado à condição de cifose (Fig. 4.24).

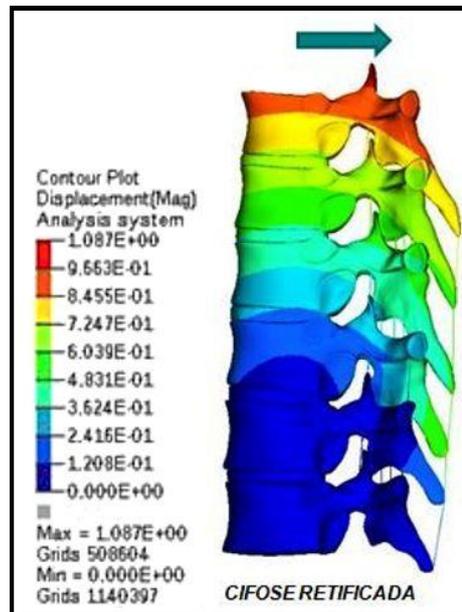


Figura 4.24 - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão sagital esquerda, na condição de retificação e carga ligamentar assimétrica apresentando movimento extensor (seta), mais acentuado do conjunto vertebral na porção cefálica e, gradativamente, reduzindo no sentido caudal.

A Tab. 4.8 apresenta o deslocamento máximo global do segmento médio torácico T5-T10, nas condições de cifose e cifose retificada, em presença de carga axial e carga ligamentar assimétrica e, somente, carga ligamentar assimétrica.

Tabela 4-8 - Deslocamento global do segmento médio torácico T5-T10 nas condições de cifose e cifose retificada em presença de carga axial [400 N] e carga ligamentar assimétrica [10 N] e, somente, carga ligamentar assimétrica [10 N].

Tipo de carregamento [N]	Deslocamentos T5-T10 [mm]	
	Cifose	Cifose Retificada
Carga axial e carga ligamentar assimétrica	Flexão de 9,5	Flexão de 4,6
Carga ligamentar assimétrica	Extensão de 0,86	Extensão de 1,09

Deslocamento do segmento T8-T9, vista frontal posterior

- Cifose, carga ligamentar assimétrica e pressão axial

Os resultados demonstraram simetria do conjunto vertebral, onde foi preservado o alinhamento dos processos espinhosos das vértebras, sem deslocamentos significativos no plano frontal (Fig. 4.25).

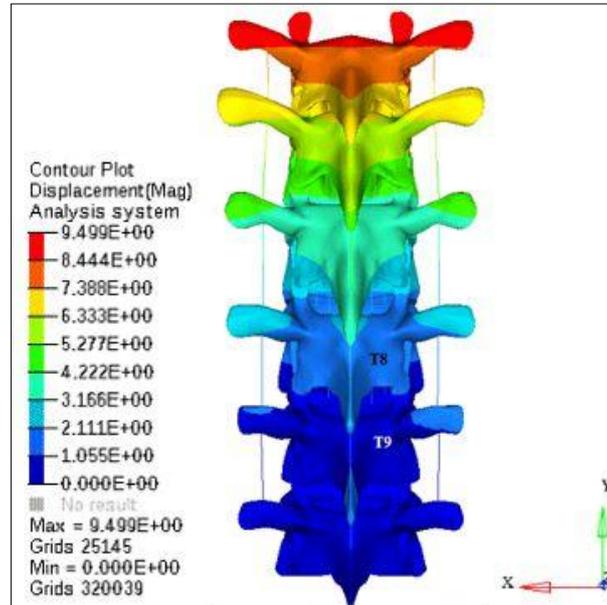


Figura 4.25 - Segmento T5-T10, em condição de cifose, carga ligamentar assimétrica e carga axial, sem deslocamento significativo do conjunto vertebral no plano frontal posterior.

- Retificado, com carga ligamentar assimétrica e pressão axial

Os resultados demonstram um deslocamento da UFC T8-T9 no plano frontal posterior, com desalinhamento dos processos espinhosos e aproximação dos processos transversos de T8 e T9, mostrado pelas setas na Fig. 4.26.

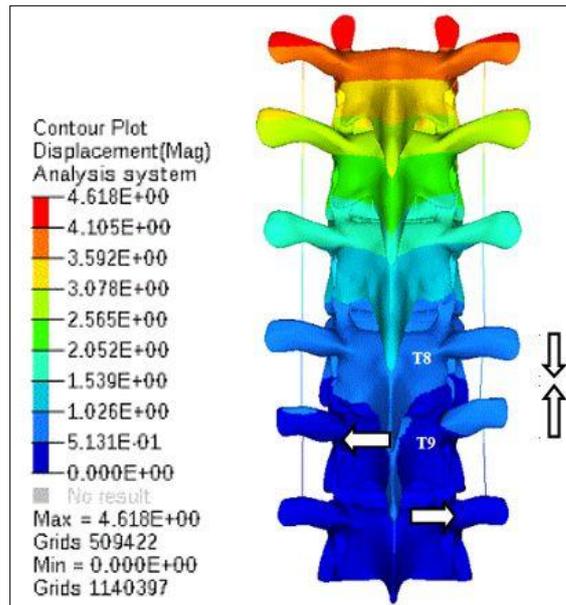


Figura 4.26 - Deslocamento do segmento T5-T10, em visão frontal posterior, na condição de retificação, com carga ligamentar assimétrica e carga axial, demonstrando um deslocamento assimétrico mais acentuado nas vértebras T8 e T9 (setas), com desalinhamento dos processos espinhosos de e processos transversos.

- Segmento T7-T10 com cifose, somente carga ligamentar assimétrica

Os resultados demonstram deslocamento no plano frontal posterior das vértebras T8 e T9 para sentidos opostos. Nos processos espinhosos de T8 (entre 0,154 e 0,108 mm) e T9 (entre -0,120 mm e -0,166 mm) (Fig. 4.27).

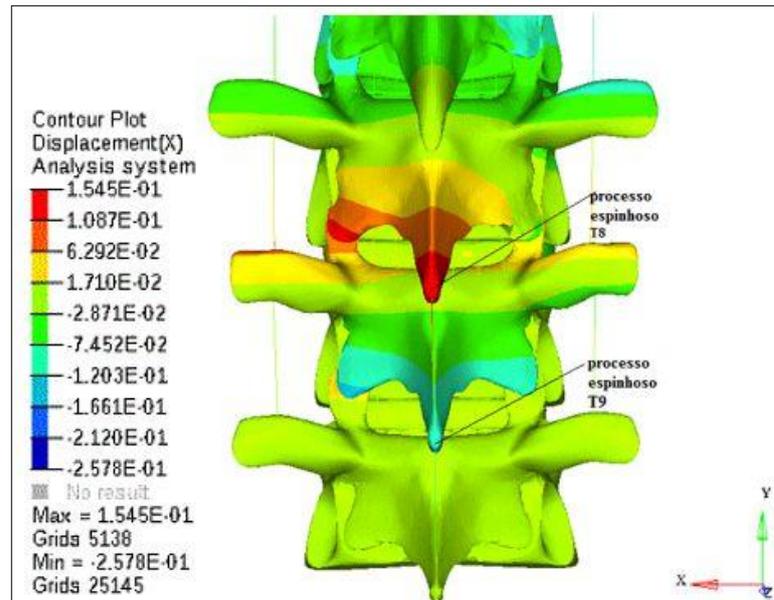


Figura 4.27 - Segmento T7-T10, em vista frontal posterior, condição de cifose e, somente, carga ligamentar assimétrica T8-T9, onde se observa um deslocamento dos processos espinhosos, para sentidos opostos, T8 (entre 0,154 mm e 0,108 mm) e T9 (entre -0,120 mm e -0,166 mm).

- Segmento T5-T10 retificado, somente carga ligamentar assimétrica

Os resultados demonstram um deslocamento de T8 (entre 0,115 e 0,100 mm) e T9 (entre zero e -0,653 mm) para sentidos opostos, no plano frontal posterior. Além disso, observou-se deslocamentos assimétricos, em concavidade para a direita, dos processos transversos de T8 e T9, mostrado pelas setas na Fig. 4.28.

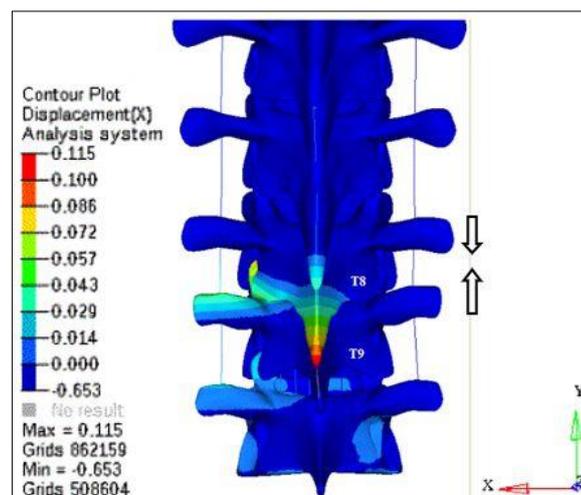


Figura 4.28 - Segmento T5-T10, em vista frontal posterior, condição de retificação e, somente, carga ligamentar assimétrica T8 T9, onde se observa um deslocamento dos processos espinhosos, para sentidos opostos, T8 (entre 0,115 e 0,100 mm) e T9 (entre zero e -0,653 mm), além de deslocamentos assimétricos, em concavidade para a direita, dos processos transversos de T8 e T9 (setas).

4.2.2.2 Tensões de cisalhamento máximas

Coluna retificada, carga ligamentar assimétrica e pressão axial

Nesta condição, foi observada tensão de cisalhamento máximo maior nas articulações facetárias superiores de T9 em relação a T8, e inferior de T9 em relação a T10, mais acentuada nas articulações à direita, com valores médios entre 10 MPa e 2,5 MPa. (Fig. 4.29).

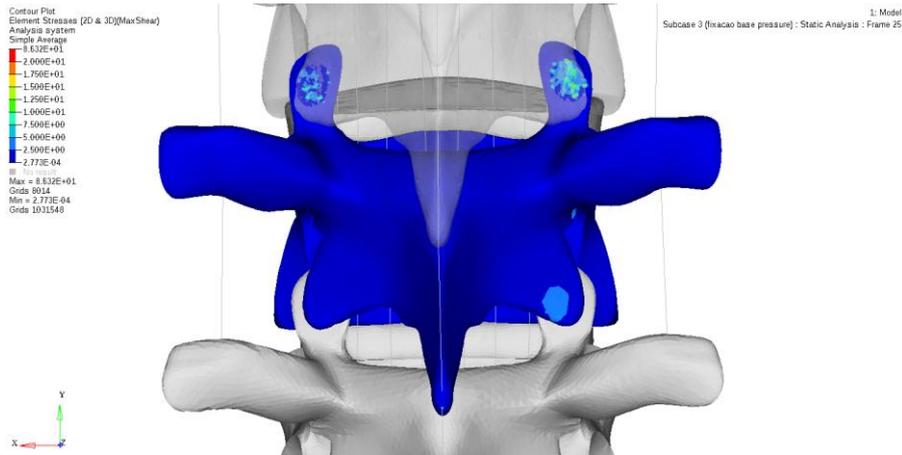


Figura 4.29 - Tensões de cisalhamento nas facetas articulares do segmento T9 em relação a T8, e inferior de T9 em relação a T10, em coluna retificada com carga ligamentar assimétrica e pressão axial, demonstrando maiores tensões nas facetas superiores e inferiores mais à direita, variando entre 10 MPa e 2,5 MPa.

Coluna retificada com carga ligamentar assimétrica

Nesta condição, foram observadas tensões de cisalhamento maiores nas articulações facetárias superiores de T9 em relação a T8, mais acentuada na articulação à direita, com valores entre 12,5 MPa e 2,5 MPa. Nas inferiores, as tensões foram próximas a zero (Fig. 4.30).

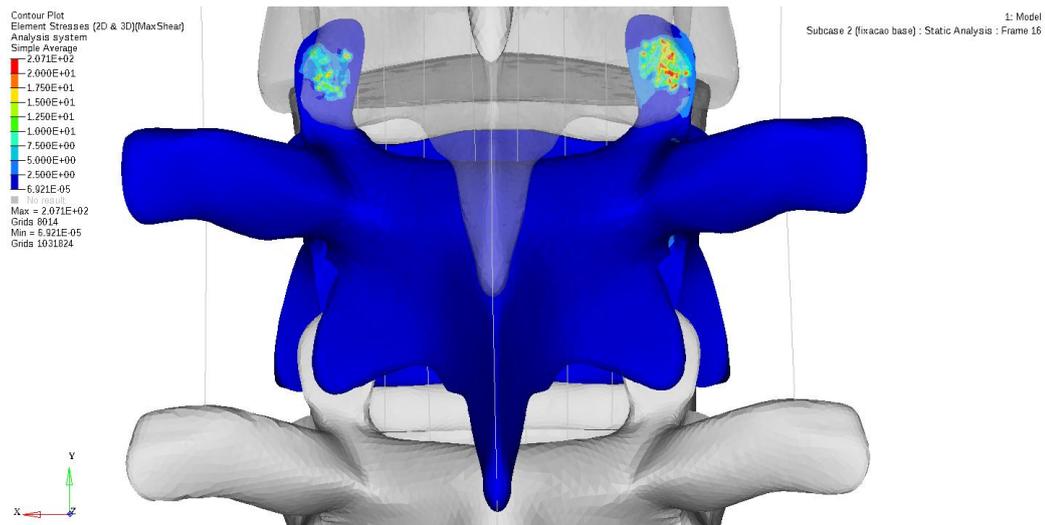


Figura 4.30 - Imagem das tensões de cisalhamento nas facetas articulares do segmento T9 em relação a T8, e inferior de T9 em relação a T10, em coluna retificada com carga ligamentar assimétrica, demonstrando maiores tensões nas facetas superiores, variando entre 17,5 MPa e 2,5 MPa, e próximas a zero nas facetas inferiores.

Coluna com arco de cifose, carga ligamentar assimétrica e pressão axial

Nesta condição de cifose, carga ligamentar assimétrica e pressão axial observaram-se tensões de cisalhamento máximo maiores que na condição anterior de coluna retificada. As articulações facetárias superiores de T9 em relação a T8 apresentaram com valores entre 12,5 MPa e 5 MPa e as inferiores valores entre 7,5 e 2,5 MPa (Fig. 4.31).

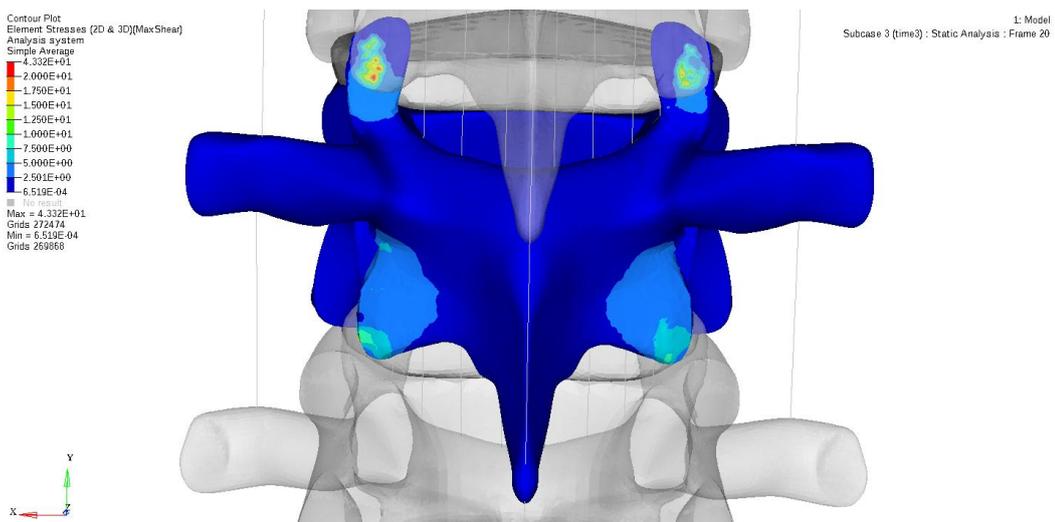


Figura 4.31 - Imagem das tensões de cisalhamento nas facetas articulares de T9 em relação a T8 e T10, na condição de cifose, carga ligamentar assimétrica e pressão axial, demonstrando tensões mais simétricas que variaram entre 10 MPa e 5 MPa nas articulações superiores e 7,5 e 2,5 MPa nas articulações inferiores.

Coluna com arco de cifose, carga ligamentar assimétrica

Nesta condição de cifose e, somente, carga ligamentar assimétrica observaram-se tensões de cisalhamento somente nas articulações superiores e, ligeiramente superiores na articulação à direita. Os valores se apresentaram entre 7,5 e 2,5 MPa. As articulações facetárias inferiores apresentaram tensões próximas a zero (Fig. 4.32).

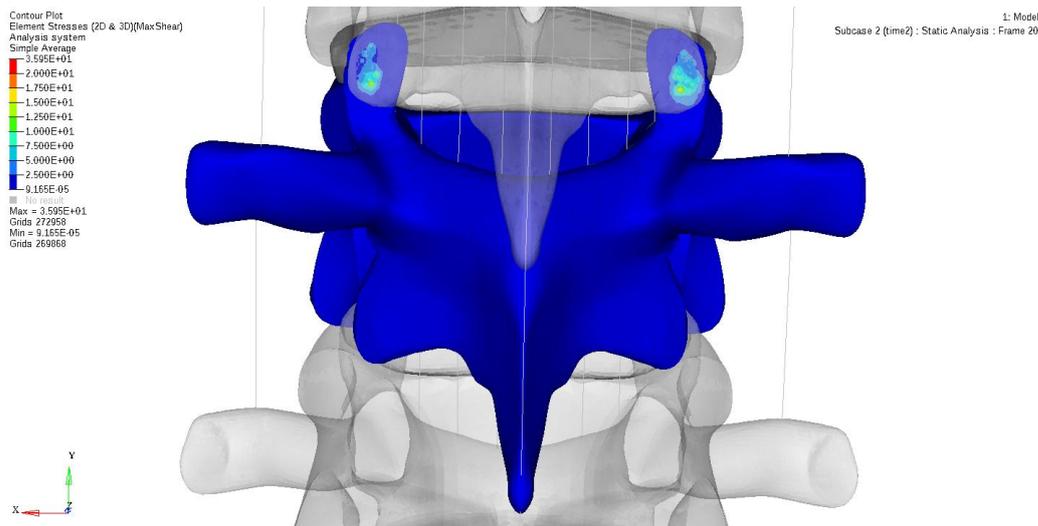


Figura 4.32 - Tensões de cisalhamento nas facetas articulares de T9 em relação a T8 e T10, na condição de cifose e carga ligamentar assimétrica, demonstrando tensões mais simétricas que variaram entre 7,5 MPa e 2,5 MPa nas articulações superiores e, nas articulações inferiores, os valores foram próximos a zero.

A Tab. 4.9 apresenta as tensões de cisalhamento máximas nas facetas articulares de T9 em relação à T8 e T10, nas condições de coluna em cifose e em retificação da cifose.

Tabela 4-9 - Tensões de cisalhamento máximas nas facetas articulares de T9 em relação à T8 e T10, nas condições de cifose e cifose retificada, carga axial [400 N] e pré-carga ligamentar [10 N] e, somente, pcarga ligamentar assimétrica [10 N].

CARREGAMENTO [N]	TENSÃO DE CISALHAMENTO MÁXIMA T9[MPa]	
	Cifose	Cifose Retificada
Carga axial e carga ligamentar assimétrica	Faceta sup. E 12,5	Faceta sup. E 7,5
	Faceta sup. D 12,5	Faceta sup. D 7,5
	Faceta inf. E 7,5	Faceta inf. E 0,0
	Faceta inf. D 7,5	Faceta inf. D 5,0
Somente carga ligamentar assimétrica	Faceta sup. E 7,5	Faceta sup. E 10,0
	Faceta sup. D 7,5	Faceta sup. D 12,5
	Faceta inf. E 0,0	Faceta inf. E 0,0
	Faceta inf. D 0,0	Faceta inf. D 0,0

4.2.2.3 Máxima e mínima tensão principal do disco

Cifose, carga ligamentar assimétrica e pressão axial

Em condição de cifose torácica, carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário e tensão axial, observou-se maiores tensões de compressão na porção anterior de todos os discos, cujos valores variaram entre -0,64 MPa a -2,86 MPa (Fig. 4.33).

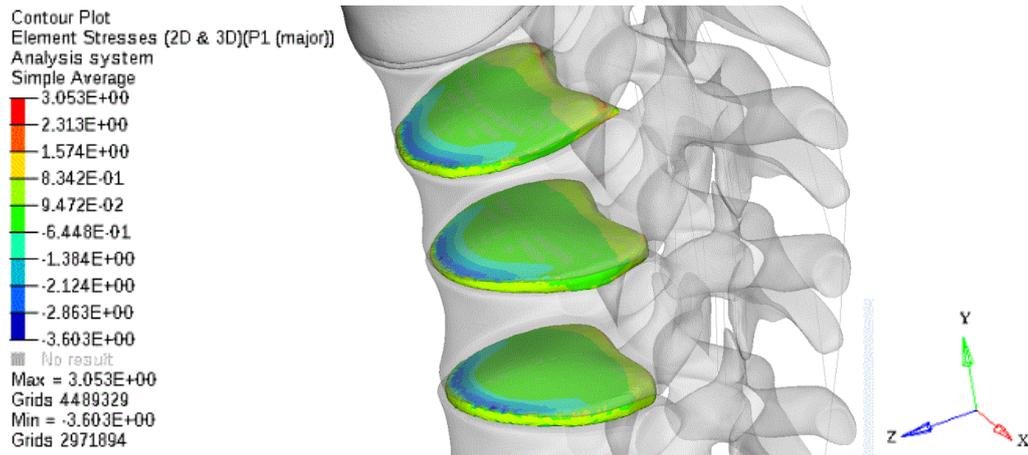


Figura 4.33 - Tensões nos discos intervertebrais T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de cifose torácica, pré-carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário e tensão axial, onde foram observadas maiores tensões de compressão na porção anterior entre -0,64 MPa e -2,86 MPa.

Cifose, somente, carga ligamentar assimétrica

Na condição de cifose torácica e, somente, carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário, observou-se tensões de compressão na porção anterior dos discos, que variaram entre -0,0014 MPa a -0,17 MPa, porém, o disco intervertebral T8-T9 apresentou maiores tensões compressivas na região posterior e à direita do disco T8-T9, mostrando valores entre -0,34 MPa e -0,5 MPa (Fig. 4.34).

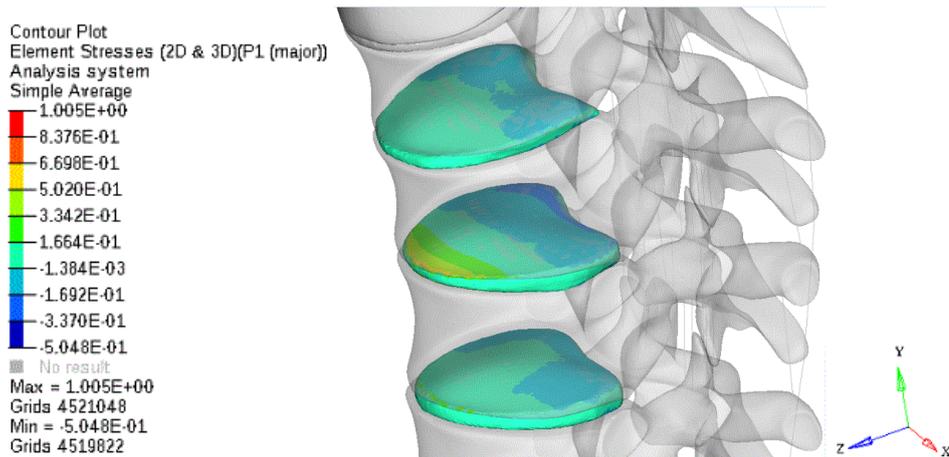


Figura 4.34 - Tensões nos discos intervertebrais T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de cifose torácica e, somente, carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário.

Retificado, carga ligamentar assimétrica e pressão axial

Na condição de coluna torácica retificada, carga nos ligamentos Flavum e Intertransverso associado a tensão axial, observou-se tensões próximas a zero na região central dos discos e tensões compressivas entre $-0,15$ MPa e $-0,78$ MPa na região anterior dos discos intervertebrais T8-T9 e T9-T10 (Fig. 4.35).

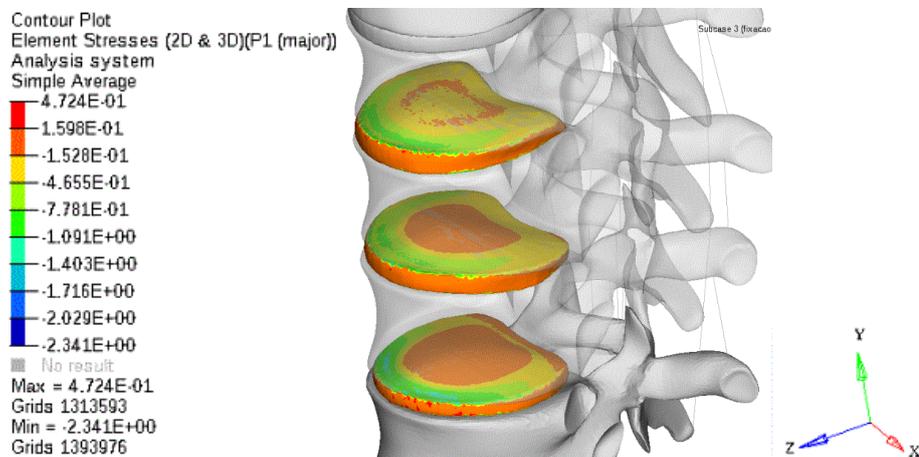


Figura 4.35 - Tensões nos discos intervertebrais T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de retificação torácica, carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário e tensão axial.

Retificado, somente, carga ligamentar T8-T9

Na condição de retificação torácica e, somente, pré-carga unilateral nos ligamentos Flavum e Intertransverso, observou-se tensões próximas a zero em toda a superfície dos discos, exceto no disco intervertebral T8-T9 que apresentou tensões compressivas na região posterior entre $-0,086$ MPa e $-0,26$ MPa (Fig. 4.36).

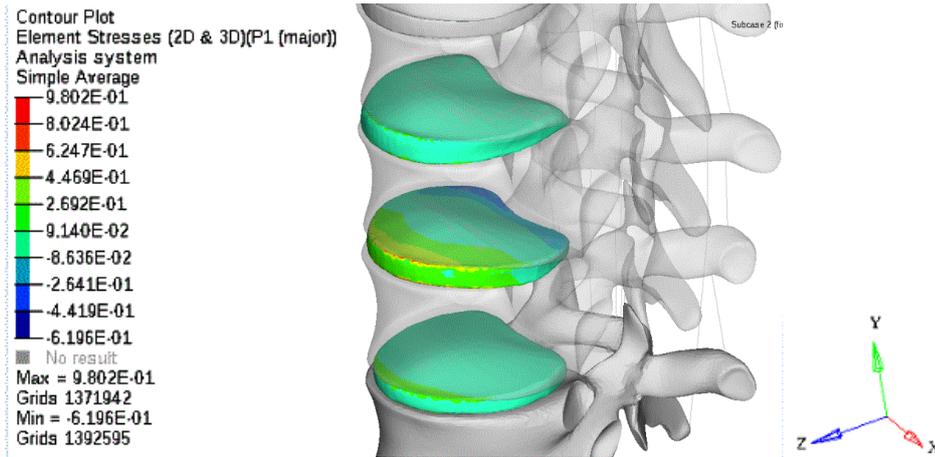


Figura 4.36 - Tensões nos discos intervertebrais T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de retificação torácica e, somente, carga unilateral nos ligamentos Flavum e Intertransverso.

Deslocamento rotacional no segmento T8-T9

Foram observadas rotações axiais na vértebra T8 e T9, nas duas condições estruturais, cifose e cifose retificada. A rotação mostrou-se maior na vértebra superior, T8, e mais acentuada no segmento vertebral com cifose retificada (Tab. 4.10).

Tabela 4-10 - Deslocamento em rotação axial das vértebras T8 e T9 nas condições de cifose e cifose retificada em presença de carga axial [400 N] e carga ligamentar assimétrica [10N] e, somente, carga ligamentar assimétrica [10 N]

CARGA [N]	ROTAÇÃO AXIAL [°]	
	Cifose	Cifose Retificada
Carga axial + carga ligamentar assimétrica	T8 - 0,11 (horário)	T8 - 0,16 (horário)
	T9 - 0,02 (anti-horário)	T9 - 0,06 (anti-horário)
Carga ligamentar assimétrica	T8 - 0,12 (horário)	T8 - 0,22 (horário)
	T9 - 0,05 (anti-horário)	T9 - 0,08 (anti-horário)

A Fig. 4.37 (A e B) apresenta o plano axial, plano XZ, das vértebras T9 nas condições de cifose (A) e retificação da cifose (B), sob carga axial e carga ligamentar assimétrica. Os deslocamentos foram próximos a zero em toda a estrutura de (A), e foi observado um deslocamento anti-horário em (B).

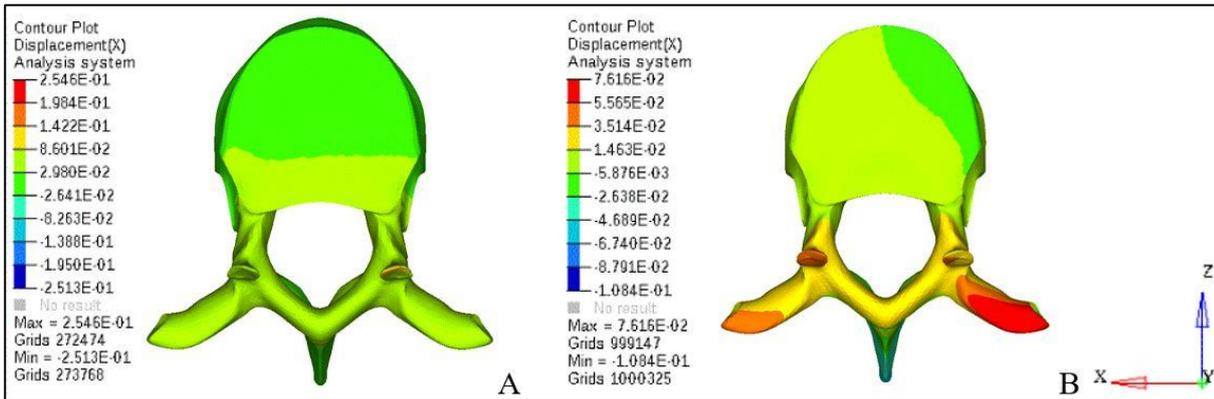


Figura 4.37 - Deslocamentos rotacionais da vértebra T9, no plano XZ, em visão de topo, sob carga axial e carga ligamentar assimétrica T8-T9, nas condições de cifose (A) e retificação da cifose (B), com deslocamentos próximos a zero em toda a estrutura de (A); e deslocamento no sentido anti-horário em (B).

A Fig. 4.38 (A e B) apresenta a visão axial, plano XZ, das vértebras T8 nas condições de cifose (A) e retificação da cifose (B), sob carga axial e carga ligamentar assimétrica. Os deslocamentos foram próximos a zero em toda a estrutura de (A), assim como na vértebra T9, entretanto, foi observado um deslocamento no sentido horário em (B).

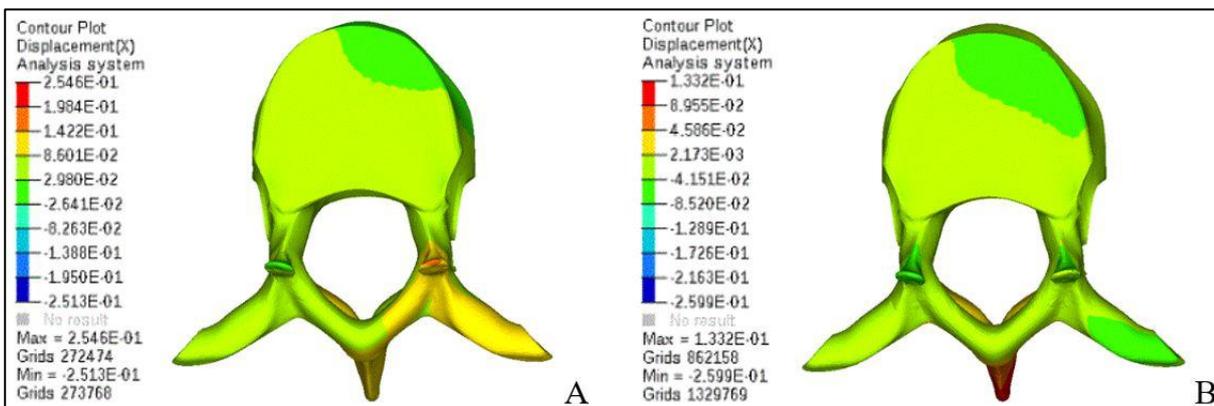


Figura 4.38 - Deslocamentos rotacionais da vértebra T8, no plano XZ, em visão de topo, sob carga axial e carga ligamentar assimétrica T8-T9, nas condições de cifose (A) e retificação da cifose (B), com deslocamentos próximos a zero em toda a estrutura de (A); e deslocamento no sentido horário em (B).

Medição fotogramétrica do deslocamento lateral no segmento T8-T9

Em uma análise fotogramétrica, utilizando o software CorelDraw 15[®] para a medição do ângulo de Cobb da escoliose, não foi observado desvio lateral da estrutura vertebral em condição de cifose torácica, quando aplicado o carregamento axial associado ao desbalço de força nos ligamentos Flavum e Intertransverso. Nesse caso, a medida Cobb foi zero grau, não caracterizando desvio lateral. A medida fotogramétrica de análise da rotação vertebral,

caracterizada pelo ângulo de desvio dos processos espinhosos, apresentou uma pequena rotação, $0,63^\circ$ para a direita, do processo espinhoso de T9 em relação a T8 (Fig. 4.39).

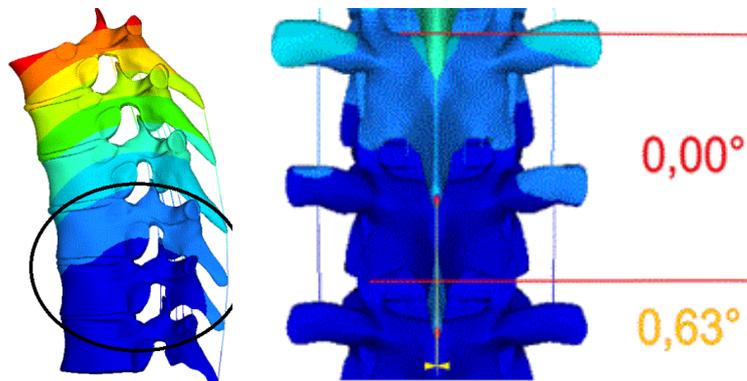


Figura 4.39 - À esquerda, vista sagital do segmento torácico T5-T10 em condição de curva cifótica; à direita, vista frontal posterior do mesmo segmento torácico T5-T10, submetido a carga axial de 400 N em T5 e desbalanço ligamentar em T8-T9.

Na condição de coluna retificada, nas mesmas condições de carregamento, a medida Cobb para desvio lateral foi $2,85^\circ$ para a direita, e um desvio rotacional de T9 em relação a T8, também para a direita, $4,25^\circ$ (Fig. 4.40).

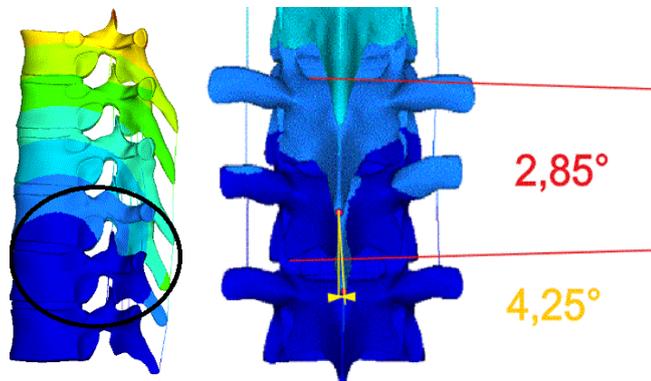


Figura 4.40 - À esquerda, vista sagital do segmento torácico T5-T10 em condição de retificação da cifose; à direita, vista frontal posterior do mesmo segmento torácico T5-T10, submetido a carga axial de 400 N em T5 e desbalanço ligamentar em T8-T9.

Em uma análise fotogramétrica da condição de coluna com arco de cifose não foram observadas diferenças entre a condição de carregamento axial associado à carga assimétrica nos ligamentos Flavum e Intertransversário e a condição de, somente, carga assimétrica nos referidos ligamentos. Para a condição de coluna retificada e carregamento axial associado à pré-carga nos ligamentos Flavum e Intertransversário, observou-se um desvio lateral de $2,05^\circ$ e para a direita e rotação vertebral de $3,95^\circ$, também para a direita. Quando avaliada a coluna retificada, somente, na presença de carga ligamentar assimétrica, observou-se um desvio

lateral para a direita de $2,0^\circ$ e um desalinhamento dos processos espinhosos de T8 e T9 de $5,23^\circ$ (Fig. 4.41).

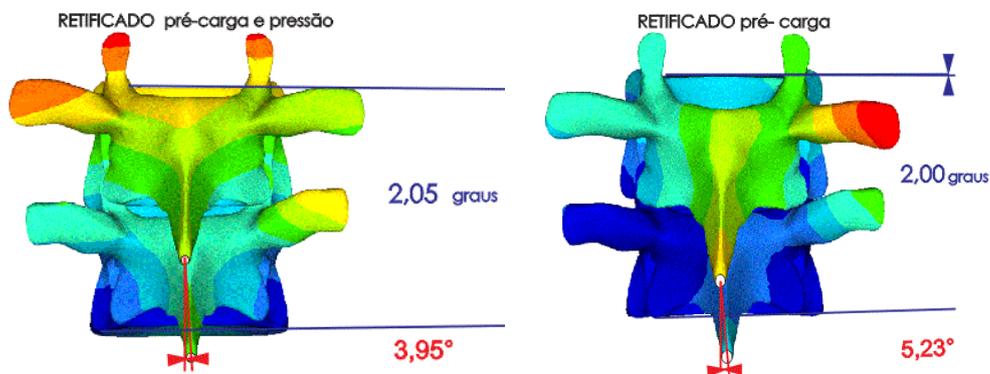


Figura 4.41 - Vista frontal posterior do segmento T8-T9, em condição de retificação da cifose e carregamento axial de 400 N associado a carga assimétrica nos ligamentos Flavum e Intertransverso (à esquerda); e condição de, somente, carga assimétrica nos referidos ligamentos (à direita).

4.2.3 Discussão

O presente trabalho propôs estudar a aplicabilidade de um conjunto de ferramentas da engenharia convencional num ambiente de engenharia biomédica. Ambiente esse que não atende aos mesmos padrões da engenharia não biomédica. A concepção de um modelo *in silico* a partir dessas ferramentas e de informações da condição biológica real requereu simplificações que foram estudadas e avaliadas de modo a possibilitar um estudo biomecânico da coluna torácica sujeita a um gatilho específico, visando reproduzir ou não o fenômeno da escoliose. Os baixos níveis de tensão obtidos, para as cargas fisiológicas, justificam os modelos constitutivos lineares adotados para os materiais. Neste respeito, o modelo desenvolvido permitiu uma boa avaliação qualitativa dos deslocamentos e rotações no sistema, porém, os níveis de tensão obtidos deverão ser mais bem avaliados.

De acordo com experimentos *in vivo* os ligamentos e facetas articulares, principalmente, são as estruturas que determinam a resistência passiva da coluna vertebral. Considerando o conceito de estabilidade clínica da coluna como sua “habilidade em limitar os padrões de deslocamentos em presença de cargas fisiológicas” (SCHOLTEN *et al.*, 1988; PANJABI, 2003), a estrutura torácica, com seus componentes passivos e com cifose preservada, demonstrou ser mais estável no plano frontal e axial, quando comparada à estrutura com cifose retificada. Do mesmo modo, como já citado no capítulo dedicado à revisão da literatura, que descreve a estabilidade mecânica da coluna como “situação na qual há uma

consistente relação entre a posição e as forças necessárias para manter essa posição” (SCHOLTEN *et al.*, 1988), a condição de cifose retificada demonstrou maior dificuldade em manter a posição articular de origem, para uma mesma condição de carga, o que supõe-se ser esta condição menos estável. A manutenção da congruência entre as superfícies articulares das facetas, condição de *close-packed* (posição travada), mostrou-se comprometida. Entretanto, a estabilidade de uma articulação vertebral não se resume às estruturas passivas. O arcabouço muscular e o controle neural são peças importantes neste processo. Entretanto, são sistemas interligados e o mau funcionamento de um sistema sobrecarrega o outro, comprometendo o equilíbrio articular como um todo.

O desbalanço de forças nos ligamentos que ligam as vértebras T8 e T9 demonstrou que a vértebra inferiormente localizada ao distúrbio, no caso a T9, foi aquela que sofreu desvio posteroanterior do processo espinhoso, levando-o para o lado da concavidade da curva gerada. Cheng *et al.* (2010), em estudo com o MEF de coluna com escoliose torácica de 37,4° e vértebra apical T7, demonstraram que a correção da escoliose ocorreu quando forças foram aplicadas no sentido anteroposterior no segmento vertebral inferior à vértebra apical do referido estudo. Segundo os autores esta correção não ocorreu quando forças corretivas foram aplicadas na vértebra superior à vértebra apical. Neste sentido, a correção do desvio rotacional de T9, demonstrado nesse estudo, se faria segundo as observações de Cheng *et al.* (2010). Nessa pesquisa, um efeito rotacional em cadeia nas vértebras superiores a T8-T9 não foi observado e não foi possível observar um efeito em cadeia nas vértebras inferiores, pois o modelo apresentado finaliza com a total fixação da vértebra T10. Um estudo com um número maior de vértebras seria necessário para observação do possível efeito descendente, em cadeia, promovido pelo desbalanço de forças nos ligamentos.

van der Plaats *et al.* (2007) desenvolveram um modelo de elementos finitos para estudar o processo de iniciação da escoliose idiopática em presença de assimetria nos ligamentos Flavum e Intertransversário, além de assimetria nos músculos rotadores da coluna, sob carga axial de 500 N. Nesse estudo, os autores não especificaram a condição da cifose torácica, se normal ou hipocifose. Eles concluíram que o aumento da resistência dos referidos ligamentos, unilateralmente, resultou em escoliose (rotação vertebral para o lado convexo da curva). Ao contrário, o aumento de resistência unilateral nos músculos rotadores da coluna não resultou em escoliose, pois a rotação vertebral não ocorreu para o mesmo lado convexo da curva. Também, Stokes e Gardner-Morse (1991) encontraram uma iniciação de escoliose por *tethering* de tecido mole localizado na porção posterior da vértebra, onde um pequeno

distúrbio direito-esquerdo foi suficiente para gerar desequilíbrio e escoliose. Semelhante ao estudo de van der Plaats *et al.* (2007), o estudo confirmou o fenômeno da escoliose. Porém, esse fenômeno se mostrou mais evidente em coluna com redução da cifose torácica, o que corrobora com os achados de Kouwenhoven *et al.* (2007). Esses autores demonstraram, em estudo experimental com colunas de suínos jovens e de humanos idosos, que cargas de cisalhamento dorsalmente direcionadas em coluna torácica resultaram, significativamente, em mais rotação vertebral se comparadas a cargas de cisalhamento ventralmente direcionadas. Nessa condição, haveria uma redução da capacidade das facetas articulares em conter o movimento de rotação de uma vértebra em relação à outra. Segundo os autores, a coluna de suíno imatura apresentou mais rotação vertebral em presença de carga de cisalhamento dorsalmente direcionada, ou seja, em colunas retificadas. Este efeito, provavelmente, seria potencializado em jovens humanos, considerando que a taxa fisiológica de movimento é maior em colunas pediátricas do que em colunas de adulto. Além disso, os resultados do estudo de Kouwenhoven *et al.* (2007) demonstraram que as rotações vertebrais foram superiores na coluna torácica média, quando comparada à torácica baixa. Dickson *et al.* (1984), ao analisarem escoliose em ambos os sexos, sugeriram que a razão para EIA ser mais frequente em meninas que em meninos pode estar no fato de que as meninas têm seu estirão de crescimento mais cedo que os meninos, num período onde a cifose torácica é mínima. Assim, um aumento da velocidade de crescimento em presença de cifose reduzida sugere um risco aumentado de desenvolvimento de lordose torácica e, conseqüente, favorecimento ao início da escoliose.

A imposição de carga assimétrica de 10 N nos ligamentos Flavum e Intertransversário, à direita no segmento móvel T8-T9, gerou rotações em ambas as vértebras, em sentidos opostos, promovendo uma flexão lateral para o lado da força aplicada, gerando uma concavidade nesse lado e rotação de T9 para o lado da convexidade, como descrito por Heidari *et al.* (2004). Esse desbalanço ligamentar resultou em uma medida de Cobb de 2,85°, na cifose retificada e zero grau na condição cifose preservada, medidos por fotogrametria computadorizada. Nos achados de Stokes e Gardner-Morse (1991) uma força de 20 N aplicada unilateralmente, nos mesmos ligamentos citados acima, resultou em uma medida Cobb de 10°. Para os autores, é improvável que uma força dessa magnitude atue em partes moles da coluna vertebral. Ressaltam que parece improvável que a deformidade da escoliose possa ser explicada em termo, unicamente, de forças que atuam sobre a coluna vertebral. A compreensão de suas

origens pode resultar do exame de outros mecanismos, como o crescimento torácico assimétrico ou o desenvolvimento vertebral assimétrico.

Observou-se tensões de cisalhamento maiores nas facetas em condição de cifose. Essa observação indica uma maior solicitação dessas articulações no modelo em que a cifose torácica foi preservada. Essa maior solicitação ocorreu concomitante com uma menor rotação nas vértebras relacionadas. Esses achados corroboram com a hipótese de Castelein *et al.* (2005), quando os autores descreveram uma maior solicitação das facetas articulares associada a uma maior eficiência na contenção da rotação de uma vértebra em relação a sua adjacente. Além disso, esse estudo demonstrou que a rotação de T8 em relação a T9 foi potencializada na condição de retificação da cifose e ausência de carga axial. Isso sinaliza uma redução da estabilidade mecânica da estrutura em condição de cifose retificada e ausência de compressão axial. Panjabi *et al.* (1976), em estudo experimental com coluna de cadáver dissecada onde foram preservadas as vértebras, discos e ligamentos, avaliaram o coeficiente de rigidez e flexibilidade nos segmentos da coluna torácica. Os autores concluíram que uma unidade funcional torácica é mais flexível em tração que em compressão, o que poderia justificar o maior deslocamento rotacional da vértebra T9, observado nesse estudo, quando abolida a carga axial. Diante do fato da escoliose ser considerada uma deformidade dependente da ação da gravidade, esse achado remete a um questionamento, também, sobre o efeito da posição de decúbito no processo evolutivo da deformidade e a necessidade de recomendação do uso de *brace* no período noturno.

No que se refere às tensões nos discos intervertebrais, observou-se que as tensões normais compressivas em T7-T8, T8-T9 e T9-T10, na condição de cifose torácica, se mostraram maiores e localizadas na porção anterior dos discos, quando comparadas à condição de retificação da cifose. Quando o carregamento axial de 400 N foi abolido, mantendo-se somente carga ligamentar assimétrica e à direita, houve um aumento de carga compressiva na porção posterior e à direita do disco T8-T9 em ambas as condições de cifose e retificação da cifose. Porém, essa carga compressiva no disco apresentou-se menor no modelo retificado.

Estudos experimentais, assim como estudos computacionais com coluna vertebral de adolescentes, são raros na literatura. O primeiro, pela escassez de peças anatômicas de indivíduos tão jovens. O segundo, por falta de dados consistentes, na literatura, de propriedades materiais de tecidos orgânicos para esta faixa etária. Soma-se ainda a geometria complexa da anatomia vertebral, com estruturas de comportamento não linear como

articulações, ligamentos e discos intervertebrais. Podemos destacar, ainda, que os modelos gerados com base em imagens de TC e RNM têm características semelhantes ao modelo desse trabalho no que se refere à maneira de entrada nas ferramentas de elementos finitos. Aqueles, também, são representados por malha triangular de superfície em formato .stl. No modelo gerado no Maya, podemos ter a vantagem do controle da geometria no próprio software antes da exportação da malha .stl. Assim, pode-se resolver problemas de contato ou reduzir detalhes excessivos, o que se mostra difícil de se fazer quando se parte de uma reconstrução com base em TC ou RNM. Além disso, algumas estruturas anatômicas, como a concha cortical dos ossos ou detalhes das articulações facetárias, estão abaixo da resolução das modalidades de imagem como radiografia biplanar ou QCT (*quantitative computed tomography*). Do mesmo modo, para estudos de micro-MEFs a modalidade como a QCT não pode ser indicada para aplicação *in vivo* devido às doses excessivas de radiação. A busca por alternativas mostra-se necessária e a modelagem 3D a partir de imagens gráficas, para uso em simulações com o MEF, apresentou-se como uma proposta preliminar a ser melhorada. Em princípio, o fator tempo de execução da modelagem considerou-se aceitável. Além disso, pode ser desenvolvida com riqueza de detalhes anatômicos e dimensões com base na literatura, possibilitando gerar modelo específico como, por exemplo, uma coluna vertebral com variação em sua curvatura ou com características morfométricas próprias de uma faixa etária específica. Porém, destaca-se a dependência dessa técnica de dados anatômicos e morfométricos confiáveis e obtidos de estudos prévios.

Os modelos de análises numéricas com o MEF necessitam ser construídos com dados biomecânicos idade-específica. Em estudo de revisão, Wang *et al.* (2014) relataram que todos os modelos pesquisados utilizaram dados de propriedades materiais e biomecânicas derivados de adultos. Segundo os autores, há poucas informações biomecânicas de coluna de jovens devido à dificuldade de obtenção de peças anatômicas de coluna vertebral humana de cadáveres frescos. Esse fato tornou-se um desafio para esse estudo. Os poucos estudos que fazem referência aos módulos de elasticidade dos tecidos das vértebras de jovens, sem maturação óssea, apresentam grande variação entre seus valores. Outro desafio está na complexidade anatômica do tórax humano, local onde se insere a coluna torácica. Sabe-se que o segmento torácico vertebral está envolto num sistema fechado composto por ossos do gradil costal, órgãos torácicos internos e um sistema complexo de fâscias e músculos cuja ação aumenta a carga crítica e, conseqüentemente, a estabilidade vertebral. Entretanto, a complexidade da estrutura e a diversidade na orientação das ações musculares os tornam

difíceis de serem incluídos no estudo. Poucos modelos computacionais incluíram as costelas e os elementos posteriores da coluna (ROHLMANN *et al.*, 2008; LITTLE; ADANS, 2011; CAHILL *et al.*, 2012). Segundo van der Plaats *et al.* (2007), melhorar o modelo incorporando as costelas e músculos é um grande desafio a ser vencido. Porém, a comparação entre duas diferentes morfologias de um mesmo modelo vertebral, realizada nesse estudo, permitiu a obtenção de conclusões relevantes dos deslocamentos do segmento torácico médio de adolescente.

Visando melhorar a eficiência computacional, as vértebras foram consideradas como corpo rígido com propriedade de osso misto, ou seja, córtico-esponjoso. Essa simplificação tem o suporte de estudos prévios do cálculo de um módulo de elasticidade aparente de meio córtico-esponjoso de vértebras torácicas e lombares, onde foi obtida uma média de 374 MPa, para uma faixa etária média de 70 anos de idade (EL MASRI *et al.*, 2012), e valores entre 270/478 MPa, em vértebra de cadáveres de 88 ± 14 anos de idade (TRAVERT *et al.*, 2011). Estes valores estão mais próximos das características do osso esponjoso do que do osso cortical. Em estudo de J-Philippe *et al.* (2010) o módulo de elasticidade mostrou-se 30% menor em osso da fíbula de adolescente aos 11 anos de idade, quando comparado ao adulto. Dong *et al.* (2013), em sua pesquisa computacional para determinar a propriedade de ruptura para o disco intervertebral e ligamentos da coluna cervical de crianças de 10 anos de idade, utilizaram um módulo de elasticidade de 241 MPa para o osso esponjoso.

Assim, considerando a complexidade das estruturas biológicas e riscos que envolvem estudos *in vivo*, principalmente em indivíduos jovens, torna-se relevante o aprimoramento contínuo das técnicas de modelagem computacional com MEF. Os modelos analisados nesse estudo foram sensíveis à ação de cargas nas estruturas da coluna. Esse fato pode ter implicações clínicas importantes, como a associação da morfologia da coluna de crianças e adolescentes e o risco de deformação vertebral e danos espinhais. Os resultados apresentados nesse estudo, em associação aos estudos citados anteriormente, trazem à luz a necessidade de uma avaliação crítica dos métodos de diagnóstico e rastreamento das alterações vertebrais em crianças e adolescentes e, conseqüentemente, das proposições terapêuticas ora em uso. Em primeiro lugar, torna-se necessário a proposição de exame de topografia de corpo inteiro, e não só do tronco, na busca por alterações das curvas vertebrais e de suas compensações.

Especificamente sob a ótica desse estudo, o rastreamento das curvas vertebrais no plano sagital mostra-se relevante, complementando a investigação no plano frontal. Além disso, a

busca por sinais precursores de desvios vertebrais em jovens aponta para a necessidade de implementação de novos recursos diagnósticos, complementares aos raios-X, que busquem por assimetrias corporais que possam comprometer o carregamento equilibrado das estruturas vertebrais em jovens sem maturação óssea completa.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estudo descrito tem caráter multidisciplinar, no qual estão envolvidas as áreas de ciência e saúde, computacional, mecânica dos sólidos e engenharia biomédica. Buscou-se caracterizar uma aproximação física do conjunto vertebral torácico no mundo real em uma representação de um grupo populacional. Considerando as restrições aos estudos musculoesqueléticos experimentais de indivíduos jovens, a proposta apresentada pode representar um ponto de partida para outras pesquisas relacionadas, com o aproveitamento dos modelos 3D gerados no Maya e o aprimoramento desta técnica. Por outro lado, a busca pela patogênese da EIA continua como tema relevante na literatura.

A teoria, geralmente, reconhecida é que a EIA progride num processo envolvendo carregamento biomecânico assimétrico da coluna e modulação do crescimento, hipótese do “ciclo vicioso” (STOKES *et al.*, 1996; VILLEMURE *et al.*, 2002; STOKES *et al.*, 2006; SHI *et al.*, 2011). Somado a isso, a redução da cifose torácica tem sido, também, associada à progressão da EIA (WILLNER, 1981; SCHMITZ *et al.*, 2001; JONGE, DUBOUSSET, ILLÊS, 2002; CLÉMENT *et al.*, 2013; NAULT *et al.*, 2014; RAN *et al.*, 2014). Os referidos estudos analisaram indivíduos que já possuíam escoliose instalada e, diferente das pesquisas anteriores, essa avaliou a coluna com cifose reduzida sem a presença de escoliose.

A modelagem geométrica de estruturas anatômicas realizada pelos softwares de modelagem 3D como o Blender[®] e Autodesk[®] Maya[®], utilizando imagens gráficas e posterior aplicação em estudos biomédicos com MEF, não encontra precedente na literatura. Essa proposta surge como método alternativo às imagens de TC e RNM para aquisição de modelo geométrico da anatomia humana. Nesse estudo biomecânico do segmento T5-T10, a aquisição do modelo 3D de estruturas anatômicas como as pequenas articulações facetárias, usando TC ou RNM em fatias usuais de 1 mm, não atenderia aos pequenos detalhes anatômicos da articulação. Para alcançar estes detalhes, seria necessário um alto grau de radiação ionizante na aquisição de fatias com menor espessura. Essa redução das fatias não seria recomendável, principalmente, em indivíduos sem maturação óssea completa como os adolescentes. Assim, a busca por métodos alternativos de modelagem 3D da anatomia humana pode ser considerada relevante para estudos computacionais. Por outro lado, essa pesquisa não propõe a substituição das TC e RNM pela técnica de modelagem a partir de imagens gráficas na geração de geometrias de partes anatômicas. Estudos de simulação computacional visando planejamento cirúrgico, estudo de próteses e órteses, micro simulações para análise do comportamento de tecidos

biológicos, entre outros, têm como premissa a construção de um modelo anatômico personalizado e que reproduza, fielmente, a complexidade do modelo real. Para estes, os recursos de TC e RNM são a melhor alternativa. Além disso, as propriedades mecânicas e geométricas podem variar entre diferentes indivíduos e em condições patológicas, neste caso, um estudo personalizado deve ser feito para indivíduo-específico.

O modelo apresentado mostrou ser possível a obtenção de uma boa avaliação qualitativa dos deslocamentos do sistema, mas pode apresentar diferenças significativas nos campos de tensão e de deformação. Esse fato foi observado nas tensões de cisalhamento nas facetas articulares no modelo com arco cifótico, onde foram observados pontos isolados de tensões muito elevadas. Um modelo acurado para avaliação de tensões e deformações deve levar em conta imperfeições e porosidades, comportamento viscoso e elastoplástico dos materiais, os quais são considerados parâmetros complexos para modelos acurados. Além disso, a escassez de dados de propriedades materiais dos tecidos biológicos de indivíduos jovens e a ausência de estruturas de tecido mole no modelo apresentado, como músculos, cápsulas articulares e os demais ligamentos, empobrecem de alguma forma a análise dos deslocamentos. Em uma articulação, somente a rigidez passiva de sua estrutura não é suficiente para manter a estabilidade nas tarefas diárias. A contração muscular coordenada é fundamental neste controle.

Assim, esse estudo apresentou uma alternativa na obtenção da geometria 3D da coluna torácica, para uso em análise numérica computacional com o MEF, com bons resultados na avaliação dos deslocamentos da estrutura. O resultado obtido na reprodução do fenômeno da escoliose em cifose retificada, usando o gatilho da assimetria ligamentar, apresentou-se concordante com estudos prévios e demonstra a necessidade de revisão das práticas avaliativas para risco da EIA.

A validação dessa pesquisa por meio experimental, ainda, não se mostra possível. Em estudos futuros, a engenharia de materiais poderá contribuir na construção de um protótipo da coluna vertebral com propriedades materiais semelhantes aos tecidos vivos de indivíduos jovens, para estudos experimentais nesta área.

Algumas tecnologias e métodos de avaliação das deformidades vertebrais e alterações posturais estão sendo propostas nos últimos 10 anos. Cinco diferentes tecnologias têm se destacado: escaneamento topográfico 3D com laser, medições em superfície topográfica por fotogrametria computadorizada 2D, escaneamento topográfico com luz estruturada, topografia

computacional óptica com projeção de franjas e sistema de escaneamento por ultrassom. Entretanto, nenhuma dessas tecnologias tem, ainda, alcançado a rotina clínica devido a fatores diversos como, alto custo, complexidade, falta de confiabilidade e de automação (AROEIRA *et al.*, 2016). Aroeira *et al.* (2011) desenvolveram estudo de escaneamento topográfico em indivíduos portadores de escoliose utilizando fotogrametria computadorizada 2D. Ele gerou o depósito de duas patentes - uma relacionada a um novo protocolo de medição da curva escoliótica sem uso de radiografia e, outra, referente a um dispositivo de escaneamento topográfico 3D com luz infravermelho, ora em estudo (UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS, 2011).

Por se tratar de exames notadamente de valor preventivo, que buscam evitar procedimentos invasivos e de alto custo, como as cirurgias, sua relevância se dá na aplicação em larga escala em escolares como medida de saúde pública. O que já se apresenta como política pública em outros países.

O direito à saúde da criança e do adolescente é política de Estado. A normativa constitucional ratifica o princípio da prioridade absoluta da proteção das crianças e adolescentes. O capítulo do direito à vida e à saúde, em seu Art. 11, §2º diz:

Incumbe ao poder público fornecer gratuitamente, àqueles que necessitarem, medicamentos, órteses e outras tecnologias assistivas relativas ao tratamento, habilitação ou reabilitação para crianças e adolescentes, de acordo com as linhas de cuidados voltados às suas necessidades específicas.

Nesse contexto, a busca por tecnologias e métodos diagnósticos confiáveis e de baixo custo podem ser considerados de relevância em políticas públicas considerando, principalmente, as inúmeras carências que permeiam a realidade da saúde pública do Brasil.

Um estágio na a Escola de Engenharia Mecânica da Universidade do Porto, sob a orientação do Professor Dr. João Manuel Tavares, realizou-se no período de 1º de abril de 2015 a 1º de agosto de 2015 com o objetivo de desenvolver estudos de técnicas de visão computacional no diagnóstico e acompanhamento de alterações posturais e coluna vertebral.

5.1 Conclusões

O teste da aplicabilidade da modelagem geométrica 3D do segmento torácico T5-T10, com as simplificações controladas, utilizando referências gráficas e medidas anatômicas da literatura e, posteriormente, aplicado em uma análise numérica computacional com o MEF, mostrou-se

satisfatório e com potencial para utilização em outros estudos biomecânicos qualitativos. Para uma resposta global, o modelo é suficientemente detalhado, ou seja, para a avaliação de deslocamentos e rotações globais. Para respostas locais, o modelo não é suficientemente detalhado, isto é, para a avaliação real no campo das tensões e deformações. Mas, como argumentamos na seção “discussão”, talvez não haja um modelo suficientemente confiável e detalhado para avaliar estas respostas locais. Qualitativamente, o modelo foi capaz de descrever o efeito da hipocifose em coluna com característica de adolescente e prever o comportamento mecânico dessa coluna.

Considerando uma análise comparativa dos efeitos de cargas em duas estruturas passivas de mesma morfometria, variando somente seu posicionamento, os resultados de deslocamentos apresentados permitiram a constatação de diferenças na distribuição dos esforços em ambos os modelos e a reprodução do fenômeno da escoliose no modelo com cifose retificada.

O entendimento dos fatores que contribuem para as alterações biomecânicas vertebrais, precursoras de disfunções e deformidades, contribuirá para a busca de diagnóstico precoce das assimetrias em jovens e poderá criar uma cultura de prevenção e acompanhamento das disfunções antes que se tornem deformações.

Para pesquisas futuras, o modelo do segmento torácico da coluna, T5-T10, gerado nesse trabalho poderá servir ao estudo do ângulo de cifose funcional ótimo para a coluna torácica do adolescente e para análise de desbalanço assimétrico da musculatura do plano profundo da coluna torácica, como os músculos Intertransversário, Interespinhais e Transversoespinhais.

Dificuldades relacionadas ao estudo experimental do sistema musculoesquelético de crianças e adolescentes estimula a busca pelo aprimoramento no uso de ferramentas computacionais, que se revelam como uma alternativa importante neste campo de pesquisa.

REFERÊNCIAS

- ALI, A., HOSSEINI, M., SAHARI, B. B. A review and comparison on some rubber elasticity models. *Journal of Scientific & Industrial Research*, v. 69, p. 495-500, 2010.
- ANDERSON, S. M. Spinal Curves and Scoliosis. *Radiologic Technology*, v. 79, p. 44-65, 2007.
- ANSYS ICEM CFD *Tutorial Manual*. Canonsburg: Ansys, 2012. 326 p.
- AROEIRA, R. M. C. *et al.* Modelagem gráfica de um segmento da coluna torácica para fins de análise biomecânica usando elementos finitos. In: CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA, 8., 2014, Uberlândia. *Anais...* Uberlândia: CONEM, ago. 2014. Disponível em: <<http://www.swge.inf.br/siteCONEM2014/anais/anais.html?op=busca&query=Modelagem+gr%E1fica+de+um+segmen>>. Acesso em: 10 mar. 2013.
- AROEIRA, R. M. C. *et al.* Non-invasive methods of computer vision in the posture evaluation of adolescent idiopathic scoliosis: a systematic review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 20, n. 4, p. 832-843, 2016.
- AROEIRA, R. M. C. *Protocolo de fotogrametria computadorizada na quantificação angular da escoliose*. 2009. 101p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2009.
- AROEIRA, R. M. C.; FURLAN, R. M. M. M.; PERTENCE, A. E. M.; LAS CASAS, E. B.; GRECO, M. Relationship between head posture and lumbar curve in a sitting position: a biomechanical study. *Fisioterapia em Movimento*, v. 30, n. 3, p. 453-461, 2017b.
- AROEIRA, R. M. C.; LEAL, J. S.; PERTENCE, A. E. M. New method of scoliosis assessment: preliminary results using computerized photogrammetry. *Spine*, v. 36, n. 19, p. 1584-1591, 2011.
- AROEIRA, R. M. C.; PERTENCE, A. E. M.; KEMMOKU, D. T.; GRECO, M. Three-dimensional geometric model of the middle segment of the thoracic spine based on graphical images for finite element analysis. *Research on Biomedical Engineering*, v. 33, n. 2, p. 97-104, 2017a.
- AUTODESK® MAYA®. Disponível em: <<http://www.autodesk.com/products/autodesk-maya/overview>>. Acesso em: 10 Mar. 2013.
- BELYTSCHKO, T.; LIU, W. K.; MORAN, B. *Nonlinear finite elements for continua and structures*. 2. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2009. 832p.
- BERTEAU, J. P. *et al.* Children bone elastic properties characterization: a ultrasonic issue? 10ème Congrès Français d'Acoustique Lyon, 12-16 Avril, 2010.
- BERTEAU, J. P. *et al.* In vitro ultrasonic and mechanic characterization of the modulus of elasticity of children cortical bone. *Ultrasonics*, v. 54, n. 5, p. 1270-1276, 2014.

BLECHER, R. *et al.* The Proprioceptive System Masterminds Spinal Alignment: Insight into the Mechanism of Scoliosis. *Developmental Cell*, v. 42, n. 4, p. 388-399, 2017.

CAHILL, P. J. *et al.* The use of a transition rod may prevent proximal junctional kyphosis in the thoracic spine following scoliosis surgery: a finite element analysis. *Spine*, v. 37, n. 12, p. E687-E695, 2012.

CALAIS-GERMAIN, B. *Anatomia para o movimento*. São Paulo: Manole, 1992. 302 p.

CASTELEIN, R. M.; VAN DIEËN, J. H.; SMIT, T. H. The role of dorsal shear forces in the pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis: A hypothesis. *Medical Hypotheses*, v. 65, n. 3, p. 501-508, 2005.

CHENG, F. H. *et al.* Finite element analysis of the scoliosis spine under different loading conditions. *Bio-Medical Materials and Engineering*, v. 20, n. 5, p. 251-259, 2010.

CIARLET, P. G. *Mathematical Elasticity: three-dimensional elasticity*. North-Holland, 1988. v. 1.

CLÉMENT, J. L. *et al.* Relationship between thoracic hypokyphosis, lumbar lordosis and sagittal pelvic parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, v. 22, n. 11, p. 2414-2420, 2013.

CLIN, J. *et al.* Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 49, n. 7, p. 743-753, 2011.

CLIN, J.; AUBIN, C. E.; LABELLE, H. Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 45, n. 5, p. 467-473, 2007.

CRAMER, G. D.; DARBY, S. A. *Clinical Anatomy of the Spine, Spine Cord, and ANS*. 3.ed. St. Louis: Elsevier, 2013. 688p.

CUNHA, I. L. L. *et al.* AnatomI 3D: um atlas digital baseado em realidade virtual para ensino de medicina. In: SYMPOSIUM ON VIRTUAL REALITY, 2006, Belém. *Proceedings...* Belém: UFPB, 2006. p. 3-14. Disponível em: <http://www.de.ufpb.br/~labteve/publi/2006_svr1.pdf>. Acesso em: 20 set. 2017.

DICKSON, R. A. *et al.* The pathogenesis of idiopathic scoliosis: biplanar spinal asymmetry. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 66-B, n. 1, p. 8-15, 1984.

DICKSON, R. A. The etiology and pathogenesis of idiopathic scoliosis. *Acta Orthopaedica*, v. 58. n. 1, p. 21-25, 1992.

DONG, L. *et al.* Development and validation of a 10-year-old child ligamentous cervical spine finite element model. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 41, n. 12, p. 2538-2552, 2013.

DREISCHARF, M. *et al.* Optimised in vitro applicable loads for the simulation of lateral bending in lumbar spine. *Medical Engineering & Physics*, v. 34, n. 6, p. 777-780, 2012.

- DREVELLE, X. *et al.* Analysis of the mechanisms of idiopathic scoliosis progression using finite element simulation. *Studies in Health Technology and Informatics*, v. 140, p. 85-89, 2008.
- DRISCOLL, M. *et al.* The role of spinal concave-convex biases in the progression of idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, v. 18, n. 2, p. 180-187, 2009.
- DUMAS, D. *et al.* Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 8, n. 5, p. 331-7, 2005.
- DUMAS, R. *et al.* A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: A precision and accuracy study. *Medical & Biological Engineering*, v. 46, n. 1, p. 85-92, 2008.
- EL MASRI, F. *et al.* Apparent Young's modulus of vertebral cortico-cancellous bone specimens. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, v. 15, n. 1, p. 23-28, 2012.
- FISH, J.; BELYTSCHKO, T. *Um primeiro curso em elementos finitos*. Rio de Janeiro: LTC, 2009. 241p.
- FLETCHER, J.G.R. *et al.* CT morphometry of adult thoracic intervertebral discs. *Eur Spine J*, v.24, p.2321-2329, 2015.
- FOK, J.; ADEEB, S.; CAREY, J. FEM simulation of non-progressive growth from asymmetric loading and vicious cycle theory: scoliosis study proof of concept. *Open Biomedical Engineering Journal*, v. 4, p. 162-169, 2010.
- GALBUSERA, F. *et al.* Rigid and flexible spinal stabilization devices: a biomechanical comparison. *Medical Engineering & Physics*, v. 33, v. 4, p. 490-496, 2011.
- GHISTA, D. N. *et al.* Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical-correction. *Journal of Biomechanics*, v. 21, n. 2, p. 77-88, 1988.
- GOTO, M. *et al.* Buckling and bone remodeling as factors in the development of idiopathic scoliosis. *Spine*, v. 28, n. 4, p. 364-370, 2003.
- HAWES, M. C.; O'BRIAN, J. P. A century of surgery: What can patients expect? *Disability and Rehabilitation*, v. 30, n. 10, p. 808-817, 2008.
- HEIDARI, B. *et al.* Structural behaviour of thoracic spinal unit; the role of the posterior articular facets in spinal deformity. In: AMERICAN SOCIETY OF BIOMECHANICS CONFERENCE, 28th, 2004. *Proceeding...* Portland: ASB, 2004. p. 352-353.
- HERMENEGILDO, J. A.; ROBERTS, S. L.; KIM, S. Y. Innervation pattern of the suprascapular nerve within supraspinatus: A three-dimensional computer modeling study. *Clinical Anatomy*, v. 27, n. 4, p. 622-30, 2014.
- HUGHES, T. J. R.; COTTRELL, J. A.; BAZILEVS, Y. Isogeometric analysis: CAD, finite elements, NURBS, exact geometry and mesh refinement. *Comput Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, v. 194, n. 39-41, p. 4135-4195, 2005.

- HUMBERT, L. *et al.* 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering & Physics*, v. 31, n. 6, p. 681-687, 2009.
- JANSSEN, M. M. A. *et al.* Differences in Male and Female Spino-Pelvic Alignment in Asymptomatic Young Adults: A Three-Dimensional Analysis Using Upright Low-Dose Digital Biplanar X-rays. *Spine*, v. 34, n. 23, p. E826-E832, 2009.
- JARAMILLO, H. E.; GOMEZ, L.; GARCIA, J. J. A finite element model of the L4-L5-S1 human spine segment including the heterogeneity and anisotropy of the discs. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, v. 17, n. 2, p. 15-24, 2015.
- JONGE, T.; DUBOUSSET, J. F.; ILLÈS, T. Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis. *Spine*, v. 27, n. 7, p. 754-60, 2002.
- J-PHILIPPE, B. *et al.* Children bone elastic properties characterization: a ultrasonic issue? 10^{ème} Congrès Français d'Acoustique Lyon, 12-16 Avril 2010.
- KAKOL, W. *et al.* Are we able support medical diagnosis or rehabilitation of human vertebra by numerical simulation? *Computer Methods in Mechanics*, p. 1-4, 2003.
- KAPANDJI, I. A. *Fisiologia Articular*. Traduzido do original francês: Physiologie Articulaire, fascicule III. São Paulo: Manole, 1987. 255 p.
- KIM, K. T. *et al.* Biomechanical changes of the lumbar segment after total disc replacement: Charite®, Prodisc® and Maverick® using finite element model study. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, v. 47, n. 6, p. 446-453, 2010.
- KIM, Y. E.; CHO, S. Y.; CHOI, H. Y. Analysis of Dural-SAC occlusion in a lumbar spinal motion segment FE model. *Journal of Musculoskeletal Research*, v. 5, n. 4, p. 243-252, 2001.
- KOTWICKI, T.; NAPIONTEK, M. Intravertebral deformation in idiopathic scoliosis: a transverse plane computer tomographic study. *Journal Pediatrics Orthopedics*, v. 28, n. 2, p. 225-229, 2008.
- KOUWENHOVEN, J. W. M. *et al.* Effects of dorsal versus ventral shear loads on the rotational stability of the thoracic spine. *Spine*, v. 32, n. 23, p. 2545-2550, 2007.
- KUMAR, S.; NAYAK, P.; HAREESHA, K. S. 3D reconstruction of spine from partial biplanar radiographic image data. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 2., 2015, Penang. *Proceedings...* Penang: ICoBE, 2015.
- KUNKEL, M. E.; HERKOMMER, A.; REINERHR, M.; BOCKERS, T. M.; WILKER, H. J. Morphometric analysis of the relationships between intervertebral disc and vertebral body heights: an anatomical and radiographic study of the human thoracic spine. *Journal of Anatomy*, v. 219, p. 375-387, 2011.
- KUNKEL, M. E.; SCHMIDT, H.; WILKE, H. J. Prediction equations for human thoracic and lumbar vertebral morphometry. *Journal of Anatomy*, v. 216, n. 3, p. 320-328, 2010.
- KUO, C. S. *et al.* Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure: a finite element study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 11, p. 151-164, 2010.

- KURUTZ, M. Finite element modeling of the human lumbar spine. In: MORATEL, D. (Ed.). *Finite element analysis*. Rijeka: Intech, 2010. Cap. 9, p. 209-236.
- LAN, C. C. *et al.* Finite element analysis of biomechanical behavior of whole Thoracic-lumbar spine with ligamentous effect. *The Changhua Journal of Medicine*, v. 11, n. 1, p. 26-41, 2013.
- LATIF, M. J. A. *Characterisation and modelling of spinal facet joints*. 2011. 188p. Thesis (Doctor of Philosophy) - School of Mechanical Engineering, University of Leeds, Leeds, 2011.
- LEE, D. Biomechanics of the thorax: a clinical model of in vivo function. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*. v. 1, p. 13-21, 1993.
- LEGAYE, J.; DUVAL-BEAUPERE, G. Gravitational forces and sagittal shape of the spine: Clinical estimation of their relations. *International Orthopaedics*. v. 32, n. 6, p. 809-816, 2008.
- LI, H. Computer analysis of images and patterns. In: INTERNATIONAL CONFERENCE, 13., Münster, Germany, CAIP 2009. *Proceedings...* Heidelberg: Springer, September 2-4, 2009.
- LIM, T. H.; GOEL, V. K.; WEINSTEIN, J. N. Stress analysis of a canine spinal motion segment using the finite element technique. *Journal of Biomechanics*. v. 27, n. 10, p. 1259-1269, 1994.
- LITTLE, J. P.; ADAM, C. Patient-specific computational biomechanics for simulating adolescent scoliosis surgery: predicted vs clinical correction for a preliminary series of six patients. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, v. 27, n. 3, p. 347-56, 2011.
- LITTLE, J. P.; ADAM, C. Towards determining soft tissue properties for modelling spine surgery: current progress and challenges. *Medical & Biological Engineering & Computing*. v. 50, n. 2, p. 199-209, 2012.
- LODYGWSKI, T.; KAKOL, W.; WIERSZYCKI, M. Three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral disc. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. v. 7, n. 2, p. 29-37, 2005.
- LORD, M. J.; OGDEN, J. A.; GANEY, T. M. Postnatal development of the thoracic spine. *Spine*, v. 20, p. 1692-1698, 1995.
- MASSO, P. D.; GORTON, G. E. Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using an optoelectronic measurement system. *Spine*. v. 25, n. 4, p. 457-462, 2000.
- MEIJER, G. J. M. *Development of a non-fusion scoliosis correction device numerical modelling of scoliosis correction*. 2011. 165f. Dissertation (Doctor of Biomechanical Engineering) - College voor Promoties, Universiteit Twente, Enschede, 2011.

MEIJER, G. J. M. *et al.* The effect of three-dimensional geometrical changes during adolescent growth on the biomechanics of a spinal motion segment. *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 8, p. 1590-1597, 2010.

MILLNER, P. A.; DICKSON, R. A. Idiopathic scoliosis: biomechanics and biology. *European spine journal*, v. 5, n. 6, p. 362-373, 1996.

NACHEMSON, A. The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clinical orthopaedics and related research*, v. 45, p. 107-122, 1966.

NAULT, M. *et al.* Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, v. 27, n. 17, p. 1911-1917, 2002.

NAULT, M. *et al.* Three-dimensional spinal morphology can differentiate between progressive and nonprogressive patients with adolescent idiopathic scoliosis at the initial presentation. *Spine*, v. 39, n. 10, p. E601-E606, 2014.

NEiNASTRAN®10.2. Disponível em: <http://www.nenastran.com/>>. Acesso em: 04 ago. 2014.

NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2. ed. Porto Alegre: Novartis, 2000.

NOAILLY, J. *et al.* In silico evaluation of a new composite disc substitute with a L3-L5 lumbar spine finite element model. *European Spine Journal*, v. 21, p. S675-S687, 2012.

NOBREGA, A. I. *Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem*. 5. ed. São Caetano do Sul: Difusão, 2012. 397p. v. 1.

NOVASAD, J. *et al.* Three-dimensional 3-D reconstruction of the spine from a single X-ray image and prior vertebra models. *Transactions on Biomedical Engineering*, v. 51, n. 9, p. 1628-1639, 2004.

OLIVEIRA, A. Deformidades da coluna no adolescente. *Nascer e Crescer*, v. 20, n. 3, p. S197-S200, 2011.

OLIVEIRA, V. C. *et al.* Estabilidade articular da coluna vertebral: teorias contemporâneas e novos paradigmas. *Fisioterapia Brasil*, v. 10, n. 4, 2009.

PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 371-379, 2003.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. v. 5, n. 4, p. 383-389, 1992.

PANJABI, M. M.; BRAND, R. A.; WHITE, A. A. Mechanical properties of the human thoracic spine. *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 58, n. 5, p. 642-652, 1976.

PANJABI, M. M.; TAKATA, K.; GOEL, V. Thoracic human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, v. 16, n. 8, p. 889-901, 1991.

PANJABI, M. M.; WHITE, A. A.; JOHNSON, R. M. Cervical spine mechanics as a function of transection of components. *Journal of Biomechanics*, v. 8, n. 5, p. 327-336, 1975.

PATENTE. Universidade Federal de Minas Gerais. AROEIRA, R. M. C.; PERTENCE, A. E. M.; LEAL, J. S. Dispositivo e método de medição utilizando fotogrametria computadorizada: n.0000221106647968, 26 jul. 2011.

QIU, T. X.; TEO, E. C. Finite Element on Kinematics of the thoracic T10-T11 motion segment: Assessment of the locus of instantaneous axes of rotation in the sagittal plane. *Medical Physics and Biomedical Engineering*, Sidney, Australia, 24-99, 2003.

RAJASEKARAN, S. *et al.* Lumbar vertebral growth is governed by “chondral growth force response curve” rather than “Hueter-Volkman Law”. *Spine*, v. 36, n. 22, p. E1435-E1445, 2011.

RAN, B. *et al.* Comparison of the sagittal profiles among thoracic idiopathic scoliosis patients with different Cobb angles and growth potentials. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, v. 9, p. 19, 2014.

ROBITAILLE, Y.; VILLAVICENCIO-PEREDA, C.; GURR, J. Adolescent Idiopathic Scoliosis: Epidemiology and Treatment Outcome in a Large Cohort of Children Six Years After Screening. *International Journal of Epidemiology*, v. 13, n. 3, p. 319-323, 1984.

ROHLMANN, A. *et al.* Flexible non-fusion scoliosis correction systems reduce intervertebral rotation less than rigid implants and allow growth of the spine: a finite element analysis of different features of OrthobiomTM. *European Spine Journal*, v. 17, n. 2, p. 217-223, 2008.

ROSATELLI, A. L.; RAVICHANDIRAN, K.; AGUR, A. M. Three-dimensional study of the musculotendinous architecture of lumbar multifidus and its functional implications. *Clinical Anatomy*, v. 21, n. 6, p. 539-546, 2008.

ROUSSOULY, P. *et al.* Pre- and post-operative sagittal balance in idiopathic scoliosis: a comparison over the ages of two cohorts of 132 adolescents and 52 adults. *European Spine Journal*, v. 22, n. 2, p. S203-S215, 2013.

SANTOS, C. E. Modelagem Computacional de Estruturas Anatômicas em 3D e Simulação de suas Imagens Radiológicas. 2008. 92p. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.

SANTOS, C.E.; FRÈRE, A. F. Banco Virtual de Imagens Bidimensionais de Estruturas Anatômicas para Aplicação na Radiologia. IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health. Springer, Berlin, Heidelberg, 2007.

SCHLÖSSER, T. P. C. *et al.* Differences in early sagittal plane alignment between thoracic and lumbar adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Journal*, v. 14, n. 2, p. 282-290, 2014.

SCHMITZ, A. *et al.* Sagittale Cobb–Winkel–Messungen bei Skoliose mittels MR-Ganzwirbelsäulenaufnahme. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, v. 139, n. 4, p. 304-307, 2001.

SCHOLTEN, P. J. M.; VELDHUIZEN, A. G.; GROOTENBOER, H. J. Stability of the human spine: a biomechanical study. *Clinical Biomechanics*, v. 3, n. 1, p. 27-33, 1988.

SCHULTZ, A.B.; BENSON, D.R.; HIRSCH, C. Force-deformation properties of human ribs. *Journal of Biomechanics*, v.7, n.3, p.305-309.

SÈZE, M; CUGY, E. Pathogenesis of idiopathic scoliosis: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, v.55, p.128-138, 2012.

SHI, L. *et al.* Biomechanical analysis and modeling of different vertebral growth patterns in a adolescent idiopathic scoliosis and healthy subjects. *Scoliosis*, v. 6, p. 11, 2011.

SILVEIRA, R. T. *et.al.* Prevalência das curvas da classificação de Lenke para escoliose idiopática do adolescente: estudo comparativo. *Coluna/Columna.*, v. 7, n. 3, p. 270-275, 2008.

SMITH, R. M.; DICKSON, R. A. Experimental structural scoliosis. *Journal of Bone & Joint Surgery*, v. 69B, n. 4, p. 576-581, 1987.

SOBOTTA, J. *Atlas de Anatomia Humana*. Traduzido de Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.

STOKES, I. A. F. *et al.* Mechanical modulation of vertebral body growth: implications for scoliosis progression. *Spine*, v. 21, n. 10, p. 1162-1167, 1996.

STOKES, I. A. F.; BURWELL, R. G.; DANGERFIELD, P. H. Biomechanical spinal growth modulation and progressive adolescent scoliosis: a test of the “vicious cycle” pathogenetic hypothesis: Summary of an electronic focus group debate of the IBSE. *Scoliosis*, v. 1, p. 16, 2006.

STOKES, I. A. F; ARONSSON, D. D. Disc and vertebral wedging in patients with progressive scoliosis. *Journal of Spinal Disorders*, v. 14, n. 4, p. 317-322, 2001.

STOKES, I. A.; GARDNER-MORSE, M. Analysis of thr interaction between vertebral lateral deviation and axial rotation in scoliosis. *Journal of Biomechanics*, v. 24, n. 8, p. 753-759, 1991.

TEIXEIRA, F. A.; CARVALHO, G. A. Confiabilidade e validade das medidas da cifose torácica através do método flexicurva. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 11, n. 3, p. 199-204, 2007.

TEO, E. C.; NG, H. W. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleous in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Medical Engineering & Physics*, v. 23, n. 3, p. 155-164, 2001.

TIAN-XIA, Q.; EE-CHON, T.; TEO, E. C. Finite element study on kinematics of thoracic T10-T11 motion segment: assessment of the locus of instantaneous axis of rotation in the sagittal plane. *Medical Physics and Biomedical Engineering*, Sydney, Australia 24-29 August, 2003.

TRAVERT, C. *et al.* Sensitivity of patient-specific vertebral finite element model from low dose imaging to material properties and loading conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 49, n. 12, p. 1355-61, 2011.

TRIBASTONE, F. *Tratado de exercícios corretivos aplicados à reeducação motora postural*. São Paulo: Manole, 2001. 411p.

- TYNDYK, M. A. *et al.* Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, v. 9, n. 1, p. 35-46, 2007.
- VAN DER PLAATS, A.; VELDHUIZEN, A. G.; VERKERKE, G. J. Numerical simulation of asymmetrically altered growth as initiation mechanism of scoliosis. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 35, n. 7, p. 1206-15, 2007.
- VAN DIEËN, J. H. *et al.* Fatigue failure in shear loading of porcine lumbar spine segments. *Spine*, v. 31, n. 15, p. E494-E498, 2006.
- VILLEMURE, I. *et al.* Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 124, n. 6, p. 784-90, 2002.
- WAGNER, H. *et al.* Spinal lordosis optimizes the requirements for a stable erect posture. *Theoretical Biology and Medical Modelling*, v. 9, p. 13, 2012.
- WANG, W. *et al.* The use of finite element models to assist understanding and treatment for scoliosis: a review paper. *Spine Deformity*, v. 2, n. 1, p. 10-27, 2014.
- WEISSE, B. *et al.* Determination of the translational and rotational stiffnesses of an L4-L5 functional spinal unit using a specimen-specific finite element model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 13, p. 45-61, 2012.
- WHITE, A. A.; PANJABI, M. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: J. B. Lippincott Company, 1990.
- WIERSZYCKI, M.; KAKOL, W.; LODYGWSKI, T. Numerical Complexity of Selected Biomechanical Problems. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, v. 44, n. 4, p. 797-818, 2006.
- WILLNER, S. Spinal pantograph: a non-invasive technique for describing kyphosis and lordosis in the thoraco-lumbar spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v. 52, n. 5, p. 525-9, 1981.
- WILLNER, S.; JOHNSON, B. Thoracic kyphosis and lumbar lordosis during the growth period in children. *Acta Paediatrica Scandinavica*, v. 72, n. 6, p. 873-878, nov. 1983.
- XIONG, B. *et al.* Segmental vertebral rotation in early scoliosis. *European Spine Journal*, v. 2, n. 1, p. 37-41, 2004.
- YINGLING, V. R.; MCGILL, S. M. Mechanical properties and failure mechanics of the spine under posterior shear load: observations from a porcine model. *Journal of Spinal Disorders*, v. 12, n. 6, p. 501-508, 1999.

Artigos aceitos para publicação

- AROEIRA, R. M. C.; LEAL, J. S.; PERTENCE, A. E. M.; LAS CASAS, E. B.; GRECO, M. Non-ionizing method of screening adolescent idiopathic scoliosis in school children. *Revista Ciência e Saúde Coletiva*.

AROEIRA, R. M. C.; PERTENCE, A. E. M.; KEMMOKU, D. T.; GRECO, M. The effect of hypokyphosis on the biomechanical behavior of the adolescent thoracic spine. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*.

APÊNDICE A - Método não ionizante de reconstrução 3D no diagnóstico das alterações posturais e deformidades vertebais

Resumo

A deformidade vertebral tipo Escoliose Idiopática do Adolescente, em seus mais variados graus de comprometimento, é considerada a alteração vertebral mais comum em todo o mundo. Os tradicionais exames de radiografia de tronco, para diagnóstico e acompanhamento desta deformidade, têm sofrido críticas da comunidade científica. Além da exposição excessiva de jovens à radiação ionizante, os raios-X são exames que ficam restritos à avaliação do tronco, não fornecendo informação das alterações compensatórias no restante do corpo. Nos últimos 10 anos, tem havido um grande interesse de pesquisadores em estudos para o desenvolvimento de ferramentas não invasivas, de baixo custo e de fácil manejo clínico, capaz de realizar uma boa reconstrução da topografia corporal. A proposta deste estudo é o desenvolvimento de um sistema simples e de baixo custo para a reconstrução 3D do corpo, previamente marcado com marcadores anatômicos de superfície, e submetido a escaneamento com luz infravermelho na aquisição da imagem corporal. A informação RGB-D, adquirida com o Microsoft Kinect, é convertida em nuvens de pontos que são, por sua vez, registradas e alinhadas para obter os modelos de reconstrução utilizando o princípio da triangulação. Após a reconstrução 3D, as imagens são analisadas em software de medição para a quantificação dos desvios angulares e lineares. Um laudo de análise postural é, então, elaborado a partir dos dados coletados. Os resultados, até então obtidos, são promissores e demonstram que a ferramenta é capaz de reconstruir adequadamente a topografia corporal e dela permitir a obtenção de dados quantitativos. Espera-se, num futuro próximo, um amplo estudo experimental para aplicação desta metodologia em jovens escolióticos, objetivando a consolidação da técnica.

Introdução

O exame radiográfico, com a medição do ângulo de Cobb, tem sido considerado o padrão ouro no diagnóstico e acompanhamento das alterações vertebrais em indivíduos jovens (KOMEILI, 2014). Na prática médica diária, é o exame que norteia as diretrizes gerais da terapêutica. Curvas entre 10° e 25° são consideradas “leves” e não requerem nenhum tipo de tratamento além do acompanhamento radiográfico periódico da curva, em esqueletos

imaturos; curvas entre 25° e 45° são consideradas “moderadas” e devem ser tratadas com órteses se o esqueleto ainda estiver imaturo. E finalmente, curvas com valores superiores a 45° são consideradas “graves” e, geralmente, a intervenção cirúrgica é justificada (BETTANY-SALTIKOV *et al.*, 2012; KOMEILI *et al.*, 2015). Apesar de sua grande relevância no diagnóstico das deformidades vertebrais, o exame radiográfico tem sofrido críticas crescentes. São questionados, principalmente, os efeitos deletérios da radiação ionizante e a limitação do método, que restrito ao tronco, não alcança todas as alterações ao longo do corpo, inerentes ao processo de deformação da coluna. Muitos estudos têm apresentado (ENRÍQUEZ *et al.*, 2014) e demonstrado os efeitos deletérios em jovens submetidos a inúmeras sessões de radiação ionizante durante o controle da escoliose idiopática (LEVY *et al.*, 1994; GOLDBERG *et al.*, 1998; DOODY *et al.*, 2000; BONE, HSIEH 2000; RON, 2003; BERRINGTON DE GONZALES, DARBY, 2004), que pode resultar em uma média de 25 radiografias de controle ao longo do tratamento. Além disso, o exame radiográfico, por ser um exame para diagnóstico de doença, não se mostra como uma ferramenta adequada para avaliação das alterações biomecânicas relacionadas aos desequilíbrios das curvas vertebrais, as quais encontram fundamentação nas variáveis físicas da cinética e da cinemática.

Os exames não radiográficos direcionados à avaliação postural, que permitem a investigação topográfica das assimetrias relacionadas às deformidades vertebrais, não constituem prática comum de monitoramento destas deformidades. Segundo Brink (2011), a avaliação postural deveria ser um exame de rotina para indivíduos com desordens neuromusculares. No estudo de Kowalski *et al.* (2014), testes de monitoramento postural, realizados em escolares, revelaram que 50-60% dos adolescentes apresentaram anormalidades posturais, sendo 10% deste grupo com risco de deformidade progressiva da coluna. Para Cheung *et al.* (2015), a triagem postural precoce e observação da escoliose podem, aparentemente, mitigar o risco cirúrgico. Além disso, o diagnóstico precoce da EIA pode prevenir a progressão excessiva e as adaptações posturais patológicas. Indivíduos com valores similares de ângulo Cobb podem apresentar diferentes assimetrias ao longo do corpo; por outro lado, significativas assimetrias podem estar presentes em baixos valores de Cobb (AROEIRA *et al.*, 2016). Em consequência, observa-se uma lacuna na proposição de tratamento para os casos de escolioses classificadas como “leves”. Estas, por não serem elegíveis para tratamento segundo os critérios radiológicos, ficam privadas de uma abordagem terapêutica precoce e de tratamento funcional adequado. Han *et al.* (2015), em um estudo de qualidade de vida de pacientes pós-

operados de escoliose, afirmou que o exame radiológico não deveria ser o único indicador terapêutico em EIA, e que novos sistemas de avaliação devem ser desenvolvidos com foco na qualidade de vida dos pacientes.

Os métodos de avaliação baseados em raios-X e tomografia computadorizada são considerados invasivos ou ionizantes. Por décadas, os métodos não ionizantes disponíveis na clínica empregam dispositivos de baixa tecnologia e de baixo custo. Nesta categoria, podem ser citados o método de inspeção visual e as avaliações utilizando dispositivos mecânicos de baixa tecnologia como simetrógrafo, goniômetro, escoliômetro e cifômetro (BRINK *et al.*, 2011; SINGLA, VEGAR, 2014; SINGLA, VEGAR, 2015). Nos últimos vinte anos, um grande esforço científico tem sido dedicado ao desenvolvimento de métodos computacionais não-ionizantes para a avaliação das deformidades da coluna. Várias técnicas têm sido propostas visando superar as limitações dos tradicionais métodos de avaliação visual e manual. A reconstrução da topografia de superfície da anatomia do corpo é a base mais amplamente utilizada pelos métodos propostos (KOMEILI *et al.*, 2015). A grande motivação dos novos estudos encontra-se na busca pela redução do número de exames radiográficos no monitoramento destas deformidades. Além disso, a busca por exames que avaliem assimetrias corporais em sua totalidade, e não somente no tronco, se revela igualmente relevante.

Métodos de avaliação postural com base em visão computacional

A área da visão computacional, também conhecida como visão artificial, tornou-se um campo emergente para a reprodução artificial das funções humanas. A análise da anatomia humana por meio de informação visual tem sido uma área de pesquisa ativa no domínio da visão computacional (CHEN *et al.*, 2013) e com grande utilidade no rastreamento da topografia de superfície humana. Este campo da ciência visa o desenvolvimento de teorias e métodos para extração automática de informações úteis a partir de imagens de computador (COELHO, TAVARES, 2003). Este tipo de análise, originado com imagens fotográficas, ganharam mais atenção, durante a década de 90, graças ao desenvolvimento de computadores com alta capacidade de processamento e memória em associação com a disponibilidade de câmeras digitais, com imagens cada vez mais poderosas e acessíveis. Associado à técnica de marcação de superfície, por meio de anatomia palpatória, a quantificação e registro de assimetrias posturais tornaram-se possíveis com o uso de *softwares* específicos. Imagens ou a sequência de imagens de todo o corpo com a finalidade de análise qualitativa ou quantitativa tornaram-se possíveis. Técnicas computacionais que possibilitam a aquisição de informação

tridimensional (3D) a partir de imagens bidimensionais (2D) podem ser divididas em duas categorias principais: ativa e passiva (CHEN *et al.*, 2013). As técnicas ativas podem ser descritas como aquelas que envolvem a projeção controlada de energia para o objeto ou cena de interesse, como, por exemplo, a luz e o ultrassom. A energia refletida é, então, detectada por sensores, que direta ou indiretamente proporcionam as informações 3D desejadas. Exemplos de técnicas ativas são a estereoscopia ativa, Moiré e a detecção de eco (Fig. 1.). Por sua vez, as técnicas passivas não envolvem a projeção de qualquer tipo de energia e trabalha sob iluminação ambiente. Como técnicas passivas estão aquelas baseadas em imagens de estereoscopia passiva, imagens monoculares de intensidade e fotogrametria computadorizada 2D (COELHO, TAVARES, 2003) (Figs. 1 e 2).

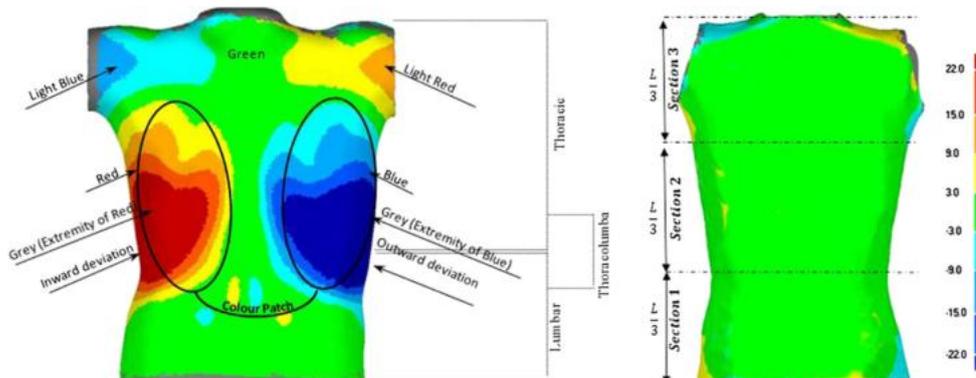


Figura 1 - Modelo de mapa de contorno do dorso com escoliose (à esquerda) e sem escoliose (à direita) utilizando técnica ativa de projeção com *laser scanner*.

Fonte: Komeili *et al.* (2014).

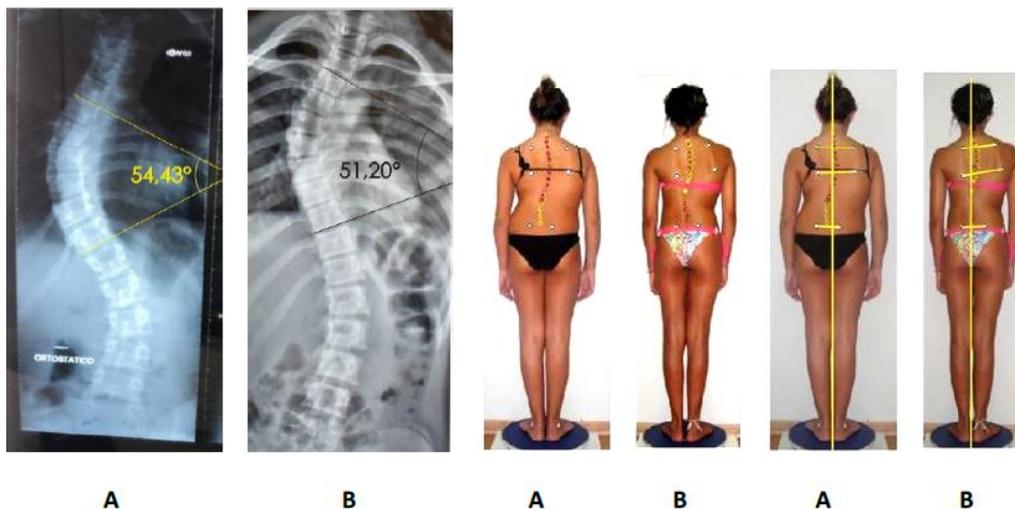


Figura 2 - Exame de fotogrametria computadorizada (A e B à direita), com análise de corpo inteiro em duas adolescentes com o mesmo padrão de curva escoliótica ao raio-X.

Fonte: Aroeira *et al.* (2016).

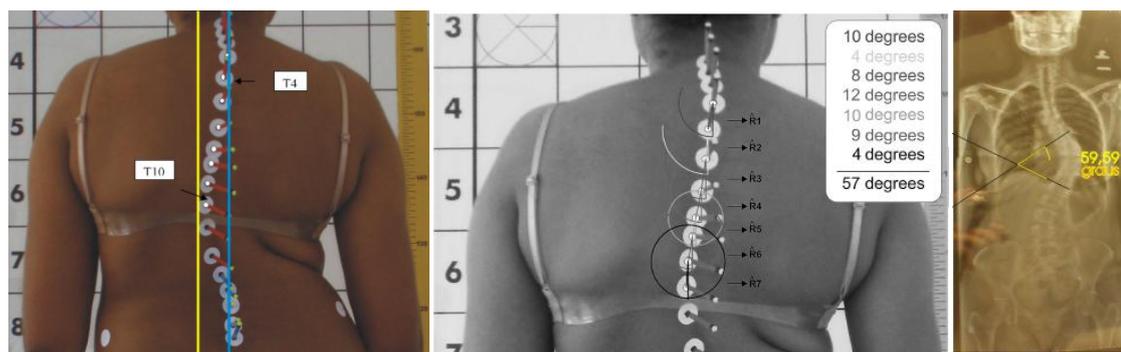


Figura 3 - Medição angular da escoliose por fotogrametria computadorizada 2D.
Fonte: Aroeira *et al.* (2011).

Em um estudo de revisão sistemática de técnicas não ionizantes, baseadas em visão computacional entre os anos de 2011 a 2015, Aroeira *et al.* (2016) obtiveram 15 estudos diretamente relacionados ao tema. Cinco diferentes tecnologias foram identificadas: escaneamento topográfico 3D com *laser*, medições em superfície topográfica por fotogrametria computadorizada 2D, escaneamento topográfico com luz estruturada, topografia computacional óptica com projeção de franjas e sistema de escaneamento por ultrassom. Quatorze, dos quinze artigos analisados, apresentaram metodologia para avaliação da topografia do tronco posterior, sendo que, dois deles visaram, exclusivamente, a obtenção do contorno da coluna vertebral e doze estudos visaram a obtenção da topografia de superfície de todo o tronco posterior. Somente, um estudo (fotogrametria computadorizada 2D) apresentou metodologia com possibilidade de avaliação da topografia de superfície de corpo inteiro.

Sem dúvida, estes novos métodos computacionais representam um grande avanço, quando comparados às soluções não ionizantes previamente disponíveis. Entretanto, apesar do grande esforço dedicado ao aprimoramento destes métodos e tecnologias, o verdadeiro papel das medidas obtidas, dentro da prática clínica, está, ainda, indefinido devido a uma série de questões remanescentes. De acordo com Don *et al.* (2012), a questão principal é aquela que diz respeito à definição dos parâmetros que contribuam, significativamente, para a tomada de decisão clínica. Um dos desafios é a falta de bases de dados posturais de indivíduos saudáveis que possam ser utilizados em estudos comparativos. Para Mrozkowski *et al.* (2014), a) o exame de avaliação deve ser útil tanto para tomada de decisão cirúrgica como para os casos de prevenção ou de acompanhamento; b) a aquisição e o processamento dos dados devem ser suficientemente rápidos, para que os resultados sejam obtidos durante uma avaliação clínica de rotina; c) os resultados obtidos devem ser apresentados de uma forma legível, não só para o profissional de saúde mas, também, para o paciente, e deve ser comparado com padrões de casos bem conhecidos, de preferência com base em gráficos e imagens; d) o procedimento de

exame deve ser suficientemente simples e automatizado, o quanto possível, de modo que possa ser realizado por profissionais da saúde; e) por fim, o exame deve ser confiável, robusto e não requerer a intervenção constante de um especialista.

Recentes avanços tecnológicos apontam para a aquisição de topografia de superfície por câmeras de profundidade, que permitem a aquisição de dados 3D de uma cena em tempo real, sem a necessidade de uso de várias câmeras, com a vantagem do baixo custo (SCHWARZ *et al.*, 2012; CLARK *et al.*, 2012; CHEN *et al.*, 2013; AKIMOTO *et al.*, 2013; BONNECHERE *et al.*, 2014; STRAUB *et al.*, 2015). O uso desses sensores 3D fornece novas oportunidades de estudos para a aquisição de dados antropométricos em uma ampla gama de aplicações, dentre eles a escoliose.

Devido à complexidade das alterações corporais resultantes da EIA, o exame de corpo inteiro torna-se de grande interesse como exame complementar aos raios X. A busca por exames de diagnóstico funcional de qualidade conduzirá às intervenções terapêuticas mais eficazes e precoces, principalmente, nas escolioses classificadas como “leves” ou “moderadas”. Mais estudos são necessários para o desenvolvimento de um método de avaliação não ionizante que atenda à complexidade da EIA e possua a objetividade necessária à aplicação na rotina clínica.

Sensor Kinect

O sensor Kinect, desenvolvido pela Microsoft, é um dispositivo de interação para jogos virtuais com a capacidade de detecção simultânea de movimentos e reconhecimento de voz. Este sensor de profundidade de alta fidelidade possui um emissor infravermelho, uma câmera de vídeo colorida, uma câmera de vídeo monocromática, um servomotor para controle do ângulo de elevação e uma série de quatro microfones (Fig. 4). O emissor de infravermelho é responsável pela projeção de um padrão de luz estruturada no ambiente, ou seja, uma combinação de formas geométricas combinadas numa matriz de pontos. As deformações no padrão de luz estruturada, causadas pelos objetos, são captadas pelo sensor de profundidade que estima a distância métrica de cada ponto da imagem (CARMO; SILVA, 2015). Neste estudo, uma proposta é formulada na busca pela captura de uma imagem física humana e sua conversão em imagem 3D digital por meio do Kinect. A imagem capturada tem a forma de uma matriz de pontos.



Figura 4 - Sensor Kinect XBOX 360 onde são observados da esquerda para a direita: emissor de infravermelho (IR), câmera colorida e sensor de profundidade.

O objetivo deste estudo é desenvolver um sistema de baixo custo e não ionizante para diagnóstico e acompanhamento das deformidades vertebrais em jovens utilizando o sensor Kinect 360 de captação de imagem 3D.

Métodos

O sensor Kinect[®] foi desenvolvido para como dispositivo de interação para jogos virtuais com o objetivo de substituir o tradicional método de controle manual com uso simultâneo de técnicas de detecção de movimento e reconhecimento de voz. Para uso de escaneamento corporal 3D, objeto do presente estudo, foi utilizado, além do sensor Microsoft Kinect[®] 360 for Windows, o hardware Dell i7, sistema operacional Windows 10, 2GHz, 16 GB e 64 bits. Visando operar o Kinect[®] Xbox 360 conectado ao computador, foi necessário o uso de um roteiro de instalação, *drivers* e biblioteca disponibilizado pela OpenNI (LOWENSOHN, 2011).

Utilizou-se um manequim de matéria plástica, com postura de tronco simulando um desvio vertebral tipo escoliose, para rastreamento da topografia 3D do corpo. Marcadores anatômicos planos e em formato de vetor foram posicionados em pontos estratégicos da anatomia do modelo. O sensor Kinect foi posicionado a 1m de altura e 1m de distância do modelo, como demonstrado na Fig. 5. Uma plataforma giratória, com apoio pélvico, foi projetada para permitir uma padronização do posicionamento do corpo durante o exame, garantindo sua reprodução.

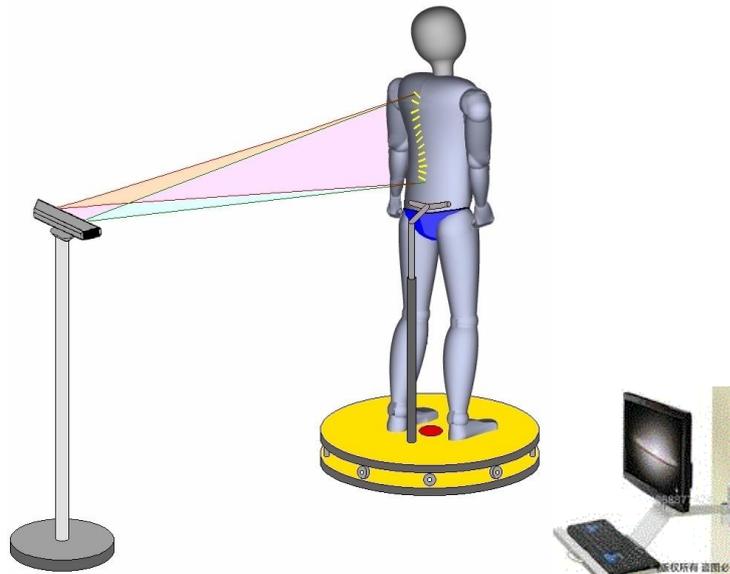


Figura 5 - Captação da topografia de superfície corporal utilizando o Microsoft Kinect[®] 360 e um computador, onde o sujeito é posicionado sobre uma plataforma giratória com apoio pélvico
Fonte: Arquivo da autora.

A faixa de leitura do sensor de profundidade compreende o espaço entre 0,8 e 4,0 m e assegura uma precisão da ordem de aproximadamente 1mm, dependendo da luminosidade do ambiente.

Após a captação da topografia corporal, as imagens são exportadas para software de medição e as assimetrias corporais são quantificadas por meio de medições angulares e lineares, como demonstrado na Figs. 6 e 7.

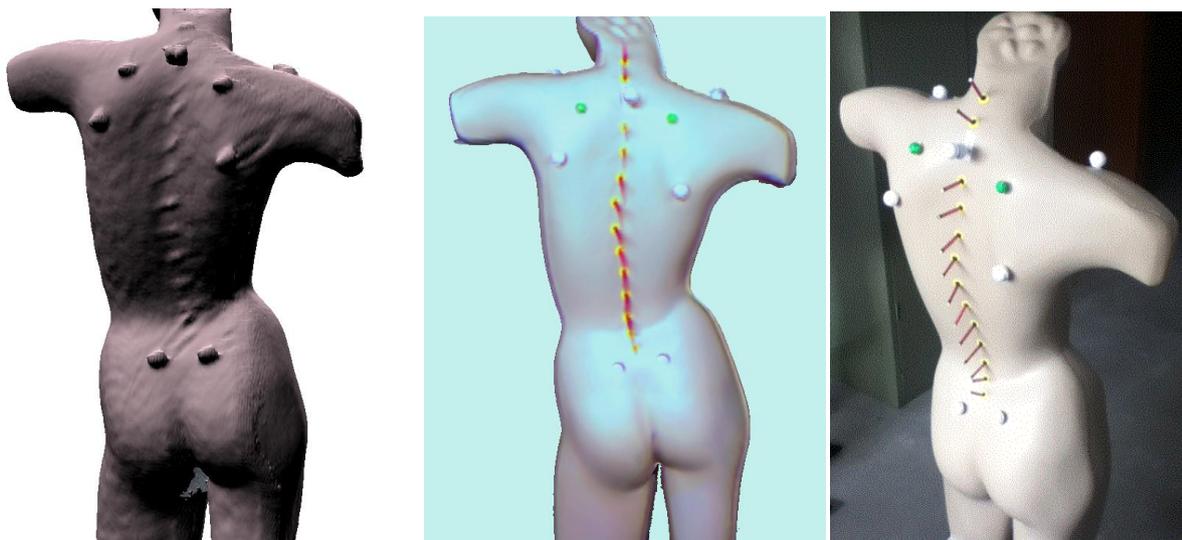


Figura 6 - Modelos obtidos no estudo, da esquerda para a direita: (1) resultado após implementação de um algoritmo 3D de super-resolução (SR), (2) resultado após adição de informação de cor na posição frontal posterior e (3) fotografia do manequim no plano sagital 45°.

Fonte: Arquivo da autora.

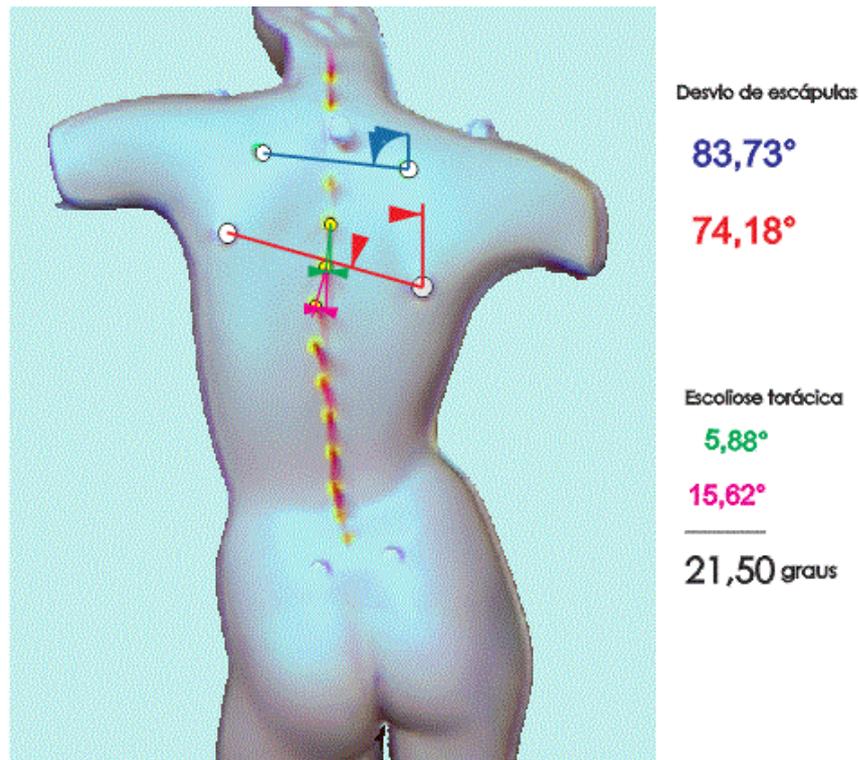


Figura 7 - Exemplo de análise fotogramétrica dos desvios posturais em ângulo superior e inferior das escápulas, 83,73° e 74,18°, respectivamente; medição do ângulo da escoliose torácica convexa à esquerda, 21,5°.

Fonte: Arquivo da autora.

Conclusão

Um sistema baseado no Microsoft Kinect[®] da, para fins de modelagem 3D, está sendo desenvolvido. Esta câmera RGB-D será usada para capturar dados de profundidade e da cor do objeto e a consequente aquisição de modelo 3D. A disponibilidade deste software livre para o processamento de imagem, sua versatilidade, sua facilidade de utilização, e a possibilidade de uso tanto de dados de cor e profundidade faz com que o Kinect seja um instrumento promissor para fins de aquisição da topografia de superfície corporal, para análise das assimetrias corporais como pré-rastreamento de desvios posturais em crianças e adolescentes.

Referências

AKIMOTO, T. *et al.* Development of Measurement System for Scoliosis Using 3D Camera. *IEEJ Transactions on Electronics, Information and Systems*, v. 133, n. 11, p. 2082-8, 2013.

AROEIRA, R. M. C.; LEAL, J. S.; PERTENCE, A. E. M. New Method of Scoliosis Assessment: Preliminary Results Using Computerized Photogrammetry. *Spine*, v. 36, n. 19, p. 1584-91, 2011.

- AROEIRA, R. M. C. *et al.* Non-invasive Methods of Computer Vision in the Posture Evaluation of Adolescent Idiopathic Scoliosis: A Systematic Review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 20, p. 832-843, 2016.
- BERRINGTON DE GONZALES, A.; DARBY, S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*, v. 363, p. 345-51, 2004.
- BETTANY-SALTIKOV, J. *et al.* Physical Therapy for Adolescent with Idiopathic Scoliosis. In: InTech (Eds). *Physical Therapy Perspectives in the 21st Century*. Croatia: Rijeka, 2012.
- BONE, C. M.; HSIEH, G. H. The risk of carcinogenesis from radiographs to pediatric orthopedic patients. *Journal Pediatrics Orthopedics*, v. 20, p. 251-54, 2000.
- BONNECHÈRE, B. *et al.* Validity and reability of the Kinect within functional assessment activities: comparison with standard stereophotogrammetry. *Gait & Posture*, v. 39, p. 593-98, 2014.
- BRINK, Y.; LOUW, Q.; SOMERS, K. G. The quality of evidence of psychometric properties of three-dimensional spinal posture-measuring instruments. *BMC Musculoskeletal D*, v. 1812, p. 93, 2011.
- CARMO, R.; SILVA, F. S. Sistema de orientação espacial para pessoas com deficiência visual. *Revista Ciência e Tecnologia*, v. 18, n. 32, p. 9-17, 2015.
- CHEN, L.; WEI, H.; FERRYMAN, J. A survey of human motion analysis using depth imagery. *Patter Recognition Letters*, v. 34, p. 1995-2006, 2013.
- CHEUNG, C. W. J. Ultrasound Volume Projection Imaging for Assessment of Scoliosis. *IEEE Trans Med Imaging*, v. 34, n. 8, p. 1760-8, 2015.
- CLARK, R. A. *et al.* Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & Posture*, v. 36, p. 372-77, 2012.
- COELHO, C. P.; TAVARES, J. M. Técnicas base para aquisição de informação tridimensional sem contacto. *Revista Eletrônica de Sistemas de Informação*, v. 2, p. 1-11, 2003.
- DON, R. *et al.* Instrumental measures of spinal function: is it worth? A state-of-the art from a clinical perspective. *European Journal of Physical Rehabilitation Medical*, v. 48, p. 255-73, 2012.
- DOODY, M. *et al.* Breast cancer mortality after diagnostic radiography: finding from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine*, v. 25, p. 2052-2063, 2000.
- ENRÍQUEZ, G. *et al.* Optimization of radiological scoliosis assessment. *Medical Clinics*, v. 143, p. 62-7, 2014.
- GOLDBERG, M. S. *et al.* Adverse reproductive outcomes among women exposed to low levels of ionizing radiation from diagnostic radiography for adolescent idiopathic scoliosis. *Epidemiology*, v. 9, p. 271-78, 1998.
- HAN, J. *et al.* Evaluation of quality of life and risk factors affecting quality of life in adolescent idiopathic scoliosis. *Intractable & Rare Diseases Research*, v. 4, p. 12-16, 2015.

KOWALSKI, I. M. *et al.* Objective parallel-forms reliability assessment of 3 dimension real time body posture screening tests. *BMC Pediatric*, v. 14, p. 221, 2014.

KOMEILI, A. *et al.* Surface topography asymmetry maps categorizing external deformity in scoliosis. *Spine Journal*, v. 14, p. 973-83, 2014.

KOMEILI, A. *et al.* Monitoring for Idiopathic Scoliosis Curve Progression Using Surface Topography Asymmetry Analysis of the Torso in Adolescents. *Spine Journal*, v. 15, p. 743-51, 2015.

LEVY, A. R. *et al.* Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis. *Health Physics*, v. 66, p. 621-33, 1994.

LOWENSOHN, J. *Timeline: a look back at Kinect's History*, 2011. Disponível em: <<http://www.cnet.com/news/timeline-a-look-back-at-kinects-history>>. Acesso em: 25 mar. 2016.

MROZKOWIAK, M. *et al.* Review of Methods for Assessing Body Posture. *Journal Health Science*, v. 4, p. 95-102, 2014.

RON, E. Cancer risks from medical radiation. *Health Physics*, v. 85, p. 47-59, 2003.

SINGLA, D.; VEGAR, Z. Methods of postural assessment used for sports persons. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, v. 8, p. LE01-LE04, 2014.

SINGLA, D.; VEGAR, Z. Effect of playing basketball on the posture of cervical spine in healthy collegiate students. *International Journal of Biomedical and Advance Research*, v. 6, p. 133-36, 2015.

SCHWARZ, L. A. *et al.* Human skeleton tracking from depth data using geodesic distances and optical flow. *Image Vision Computer*, v. 30, p. 217-26, 2012.

STRAUB, J. Characterization of a large, low-cost 3D scanner. *Technologies*, v. 3, p. 19-36, 2015.

ANEXO A - Depósito de pedido de patente

 <small>INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL PROTOCOLO GERAL</small> 014110002335 26/07/2011 14:35 DEMG  0000221106647968 Espaço reservado ao protocolo	< Uso exclusivo do INPI > Espaço para etiqueta
--	---

DEPÓSITO DE PEDIDO DE PATENTE OU DE CERTIFICADO DE ADIÇÃO

Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:

O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas

1. Depositante (71):

- 1.1 Nome: Universidade Federal de Minas Gerais
 1.2 Qualificação: Instit. de Ensino e Pesquisa
 1.3 CNPJ/CPF: 17217985000104
 1.4 Endereço Completo: Av. Antonio Carlos, 6627. Pampulha, Belo Horizonte - MG BR
 1.5 CEP: 31270-901 1.6 Telefone: (31) 3409-4774 1.7 Fax: (31) 3409-6430
 1.8 E-mail: patentes@ctit.ufmg.br

 continua em folha anexa

2. Natureza: Invenção Modelo de Utilidade Certificado de Adição

Escreva, obrigatoriamente, e por extenso, a Natureza desejada: PATENTE DE INVENÇÃO

3. Título da Invenção ou Modelo de Utilidade ou Certificado de Adição(54):

DISPOSITIVO E MÉTODO DE MEDIÇÃO UTILIZANDO FOTOGRAMETRIA COMPUTADORIZADA

 continua em folha anexa

4. Pedido de Divisão: do pedido Nº _____ Data de Depósito: _____

5. Prioridade: interna unionista

O depositante reivindica a(s) seguinte(s):

País ou organização de origem	Número de depósito	Data do depósito

6. Inventor (72):
 Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(em) a não divulgação de seu(s) nome(s)

- 6.1 Nome: Antônio Eustáquio de Melo Pertence 6.3 CPF: 327852166-87
 6.2 Qualificação: Professor 6.4 Endereço completo: Rua São Miguel, 675, Bairro Itapoã - Belo Horizonte - MG
 6.5 CEP: 31710-350 6.6 Telefone: (31) 3409-4774 6.7 Fax: (31) 3409-6430
 6.8 E-Mail: patentes@ctit.ufmg.br

 continua em folha anexa

7. Declaração na forma do item 3.2 do Ato Normativo nº 127/97:

7.1 Declaro que os dados fornecidos no presente formulário são idênticos ao da certidão de depósito ou documento equivalente do pedido cuja prioridade está sendo reivindicada.

em anexo

8. Declaração de divulgação anterior não prejudicial: (Período de Graça):

(art. 12 da LPI e item 2 do AN nº 127/97)

em anexo

9. Procurador (74)

9.1 Nome:

9.2 CNPJ/CPF:

9.3 API/OAB:

9.4 Endereço completo:

9.5 CEP:

9.6 Telefone:

9.7 Fax:

9.8 E-Mail:

10. Listagem de seqüências Biológicas (documentos anexados) (se houver):

Listagem de seqüências em arquivo eletrônico: n° de CDs ou DVDs (original e cópia).

Código de controle alfanumérico no formato de código de barras: fl.

Listagem de seqüências em formato impresso: fls.

Declaração de acordo com o artigo da Resolução INPI nº 228/09: fls.

11. Documentos anexados (assinale e indique também o número de folhas):

(Deverá ser indicado o nº total de somente uma das vias de cada documento)

<input checked="" type="checkbox"/>	11.1 Guia de Recolhimento	1 fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.5 Relatório descritivo	10 fls.
<input type="checkbox"/>	11.2 Procuração	fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.6 Reivindicações	3 fls.
<input type="checkbox"/>	11.3 Documentos de Prioridade	fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.7 Desenhos	5 fls.
<input type="checkbox"/>	11.4 Doc. de contrato de trabalho	fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.8 Resumo	1 fls.
<input checked="" type="checkbox"/>	11.9 Outros que não aqueles definidos no campo 11 (especificar) Portaria nº 042, Declarações, Anexo de inventores				5 fls.

12. Total de folhas anexadas (referentes aos campos 10 e 11): 25 fls.

13. Declaro, sob penas da Lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

Belo Horizonte, 19/07/2011

Local e Data



Assinatura e Carimbo

Prof. Marco Aurélio Romano-Silva
Pró-Reitor Adjunto de Pesquisa UFMG
Nomeação DOU nº 4.415 / 2010

ANEXO DE INVENTORES**Título: DISPOSITIVO E MÉTODO DE MEDIÇÃO UTILIZANDO FOTOGAMETRIA****Página 1**

Nome: Jefferson Soares Leal

Qualificação: Professor

CPF: 900803357-72

Endereço Completo: Rua Montes Claros, 1555, Apto 201, Bairro Anchieta - Belo Horizonte - MG

CEP: 30310-370

Telefone: (31) 3409-4774

FAX: (31) 3409-6430

E-mail: patentes@clit.ufmg.br

Nome: Rozilene Maria Cota Aroeira

Qualificação: Pesquisadora

CPF: 558378836-49

Endereço Completo: Rua Chicago, 576, Apto 601, Bairro Sion - Belo Horizonte - MG

CEP: 30315-520

Telefone: (31) 3409-4774

FAX: (31) 3409-6430

E-mail: patentes@clit.ufmg.br

ANEXO B - Valores das constantes de rigidez (K) dos ligamentos Inter-transversário, Supraespínho e Flavum, considerados elemento de GAP

Ligamentos		Cifose torácica normal (K [N/mm])	Torácica retificada (K [N/mm])
Ligamento Inter-transversário	n. 1 (T5-T6)	1.11850	1.18351
	n. 2 (T5-T6)	1.11808	1.18351
	n. 3 (T6-T7)	0.86994	0.99398
	n. 4 (T6-T7)	0.86922	0.99376
	n. 5 (T7-T8)	0.88370	0.97444
	n. 6 (T7-T8)	0.88370	0.97365
	n. 7 (T8-T9)	1.05120	1.38942
	n. 8 (T8-T9)	1.05580	1.38771
	n. 9 (T9-T10)	1.12300	1.26068
	n. 10 (T9-T10)	1.12500	1.27307
Ligamento Supraespínho	n. 1 (T5-T6)	5.976462	6.334357
	n. 2 (T6-T7)	4.804849	5.464711
	n. 3 (T7-T8)	6.346107	7.757489
	n. 4 (T8-T9)	5.857175	7.748.242
	n. 5 (T9-T10)	6.804858	6.921889
Ligamento Flavum (T5-T6)	n. 1	6.0680	6.22716
	n. 2	4.7720	4.83154
	n. 3	4.61080	4.66795
	n. 4	4.56000	4.63793
	n. 5	4.54330	4.63220
	n. 6	4.59800	4.64396
	n. 7	4.67660	4.81046
	n. 8	6.06800	6.15561
(T6-T7)	n. 1	5.46920	6.23027
	n. 2	4.03877	4.48189
	n. 3	3.98890	4.16967
	n. 4	3.82840	4.49829
	n. 5	3.82107	4.43629
	n. 6	3.98830	4.35085
	n. 7	4.03877	4.51997
	n. 8	5.44500	6.14401
(T7-T8)	n. 1	4.97770	5.15712
	n. 2	3.59450	3.67089
	n. 3	3.37270	3.55534
	n. 4	3.34880	3.57296
	n. 5	3.34640	3.62774
	n. 6	4.59800	3.63583
	n. 7	3.59040	3.68224
	n. 8	3.59040	5.26574
(T8-T9)	n. 1	4.80830	5.45732
	n. 2	4.01710	4.58015
	n. 3	3.87570	4.33801
	n. 4	3.83160	4.59108
	n. 5	3.79680	6.92648
	n. 6	3.99360	4.38519
	n. 7	3.99360	4.50072
	n. 8	5.44500	5.53464
(T9-T10)	n. 1	5.95750	6.92648
	n. 2	4.11970	4.74203
	n. 3	3.99060	4.44681
	n. 4	4.03090	4.54655

Ligamentos		Cifose torácica normal (K [N/mm])	Torácica retificada (K [N/mm])
n. 5		4.04850	4.55982
n. 6		3.96900	4.42164
n. 7		4.17400	4.76281
n. 8		5.87030	6.87346

**ANEXO C - Valores da pré-carga dos ligamentos Intertransversário,
Supraespinhoso e Flavum**

Ligamentos	Força [N]
Intertransversário	0,09
Supraespinhoso	0,65
Flavum	0,375