

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

ANÁLISE MECÂNICA DA COLUNA LOMBAR
COM ÊNFASE NOS ESFORÇOS NOS LIGAMENTOS

David Gonçalves de Oliveira

2013

DEDICATÓRIA

Àqueles que participaram da construção de alguma estrutura ou equipamento utilizado direta ou indiretamente pela medicina na cura de algum enfermo.

Aos proprietários e administradores de planos e sistemas de saúde, pela compreensão da necessidade de investimentos em acomodações e em recursos para tratamentos de pacientes, e pelo apoio aos profissionais da medicina, fisioterapia, enfermagem, farmácia, análises clínicas, radiologia, limpeza, segurança, informática, manutenção e recepção, transformando seus estabelecimentos em centros de excelência e referência.

Aos clínicos e especialistas da medicina, fisioterapeutas e enfermeiros que unidos aos demais profissionais, num trabalho sem preconceitos e simultâneo, trazem satisfação e cura aos pacientes internados, através dos efeitos sinérgicos desta união.

Aos funcionários de farmácias, clínicas, laboratórios, unidades de pronto atendimento, hospitais, postos de saúde, indústrias de medicamentos, de próteses e de utensílios auxiliares, motoristas de ambulâncias e paramédicos, pessoal da limpeza e guardas, por mais simples que seja o atendimento ou a informação prestada a um doente ou a seu acompanhante.

A todos os trabalhadores da saúde pelo respeito que dedicam aos seus colegas de trabalho.

Aos doentes com ou sem esperança, sozinhos ou com acompanhante, nas casas, prédios, praças, ruas, viadutos, farmácias, ambulâncias, clínicas, laboratórios, unidades de pronto atendimento, hospitais, postos de saúde.

Aos doentes cuja ferida não pode ser examinada, mas que sangra no coração.

Aos que choram, porque serão consolados.

AGRADECIMENTOS

Aos Ministérios da Educação e da Saúde pelos investimentos no combate às enfermidades.

Ao Dr. Estevam Barbosa de Las Casas, idealizador e coordenador do presente trabalho, pela cooperação recebida, caminhada e paciência.

Aos doutores e servidores da Universidade Federal de Minas Gerais e do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, pelas experiências vividas.

Aos doutores revisores e avaliadores deste trabalho, pelo aprimoramento recebido.

Aos doutores e alunos da Escola de Educação Física do Centro Universitário de Belo Horizonte, pelas informações relacionadas à fisiologia da coluna vertebral.

Ao Dr. Emanuel Marzano pelas informações referentes à coluna vertebral e pelo modelo da coluna em resina.

Ao Dr. Leonardo Queiroz, do Instituto Mineiro de Radiodiagnóstico, pela recepção e pelas sugestões enriquecedoras.

Ao Dr. Marco Antônio, do Centro de Tomografia Computadorizada de Minas Gerais, pelas radiografias e tomografias.

Ao Dr. Sérgio Ribeiro de Andrade, pelas ressonâncias magnéticas da coluna lombar.

Aos voluntários, particulares, empresas, editoras e autores cujos esforços contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao André, ao Felipe, ao Rodrigo e ao Samuel, pela memória que deixaram.

Que Deus lhes retribua.

EPÍGRAFE

“Andando pelas regiões desertas deste mundo, achei-me em certo lugar onde havia uma caverna; ali me deitei para dormir e, dormindo, tive um sonho. Vi um homem vestido de trapos, de pé em determinado lugar, com o rosto voltado para o lado oposto da própria casa, um livro na mão e um grande fardo às costas. Olhei e o vi abrir o livro, e lê-lo...”

*John Bunyan
Inglaterra 1678*

RESUMO

Este documento descreve simulações pelo método dos elementos finitos da coluna lombar, incluindo cálculos das tensões principais, propriedades mecânicas não-lineares para ossos e ligamentos, e representações dos ligamentos considerando contrações e geometrias naturais, verificando como os princípios das estruturas em tensegridade contribuem para o entendimento de sua estabilidade e os efeitos de próteses discais em sua mobilidade.

Este estudo estático não-linear da coluna lombar inclui a construção de modelo geométrico computacional representativo da coluna, definição das condições de contorno e de contato, definição das propriedades mecânicas, geração das malhas de elementos finitos, geração dos resultados, cálculo das rotações, comparação com a literatura e verificação das tensões.

O modelo tridimensional citado representa da primeira à quinta vértebra lombar, seus ligamentos e discos. O conjunto foi montado sem interferências e fixado em sua base em todas as direções. Sucessivos estudos não-lineares foram realizados, utilizando condições de contato do tipo colado, e contraindo os ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e intertransversários, por uma analogia térmica, com o propósito de estabelecer as tensões observadas na coluna lombar natural antes de carregamentos.

Após a definição da configuração inicial de equilíbrio, o modelo de elementos finitos do conjunto foi submetido a momentos de 10 Nm em flexão e em extensão.

No estudo de próteses discais para a coluna lombar, os materiais dos discos foram substituídos por material protético, mantendo o tipo de estudo, as geometrias, e as condições de contorno e de contato. Malhas e resultados foram gerados para comparar ângulos e tensões entre os modelos para as colunas, natural e protética.

As simulações da coluna saudável manifestaram trações permanentes na maioria dos ligamentos, compressões permanentes nos núcleos, e compressões e trações simultâneas nos ossos e anéis.

A coluna manifesta evidências de tensegridade, formando ilhas de compressão denominadas complexos comprimidos, dentro de um oceano de tração denominado complexo tracionado e representado pelos ligamentos e estruturas vizinhas.

A substituição dos discos, pelo material elástico linear, reduziu os ângulos de flexão e de extensão da coluna lombar.

Palavras-chave: estruturas em tensegridade; coluna lombar; modelagem geométrica; método dos elementos finitos; próteses.

ABSTRACT

This document describes simulations by the finite element method of the lumbar spine, including calculations of the principal stresses, nonlinear mechanical properties for bones and ligaments, and ligament representations considering natural contractions and geometries, verifying how the tensegrity structure principles contribute for the knowledge of its stability and the effect of discal prosthesis in its mobility.

This nonlinear static study of the lumbar spine includes the construction of the computational geometric model representing the spine, definition of the boundary and contact conditions, definition of the mechanical properties, generation of finite element meshes, generation of the results, calculation of the rotations, comparison with the literature and verification of the stresses.

The three-dimensional model mentioned represents from the first to the fifth lumbar vertebra, their ligaments and discs. The model was assembled without interferences and fixed in its base in all directions. Successive nonlinear studies were done, using bonded contact conditions, and contracting the anterior longitudinal, posterior longitudinal, flavum, interspinous, supraspinous and intertransverse ligaments by a thermal analogy, with the purpose of establishing the stresses observed in the natural lumbar spine before loading.

After the definition of the initial configuration of balance, the finite element model was submitted to 10 Nm flexure and extension moments.

In the study of discal prosthesis for the lumbar spine, the materials of the discs were changed to prosthetic material, maintaining the study type, the geometries, and the boundary and contact conditions. Meshes and results were generated to compare of angles and stresses between the natural and prosthetic spine models.

The simulations of the health spine showed permanent tension in most of the ligaments, permanent compressions in the nucleus, and simultaneous compressions and tensions in the bones and annulus.

The spine manifests evidences of tensegrity, forming compression islands named compressed complexes, inside an ocean of tension named tensioned complex and represented by the ligaments and neighboring structures.

The substitution of the discs, for the linear elastic material, reduced the flexure and extension angles of the lumbar spine.

Keywords: tensegrity structures; lumbar spine; geometric modeling; finite element method; prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Ressonância Magnética de Hérnia	5
Figura 2.1 – Modelos para Partes do Corpo Humano	11
Figura 2.2 – Método de Newton-Raphson	14
Figura 2.3 – Representação da Coluna Vertebral por Tetraedros	17
Figura 2.4 – Interação entre Redes de Colágenos e de Proteoglicanos	19
Figura 2.5 – Proteoglicanos (a) Monômero e (b) Agregado	19
Figura 2.6 – Cartilagem Articular	20
Figura 2.7 – Disco Intervertebral Durante Extensão da Coluna	22
Figura 2.8 – Discos, (a) Jovem Normal, (b) Normal de Meia-Idade e (c) Severamente Degenerado	22
Figura 2.9 – Tensão-Deformação para Cartilagem	23
Figura 2.10 – Segmento Móvel Lombar	24
Figura 2.11 – Carregamento-Alongamento Percentual	25
Figura 2.12 – Osso Longo sem Medula	26
Figura 2.13 – Tensão-Deformação em Ossos	27
Figura 2.14 – Vértebra Lombar Típica	28
Figura 2.15 – Coluna Vertebral	29
Figura 2.16 – Hiperextensão Comprimindo Articulações Facetárias	31
Figura 2.17 – Radiografia da Coluna Lombar	31
Figura 2.18 – Curvaturas da Coluna	32
Figura 2.19 – Simulação de Estrutura Biológica a Partir de Imagem Médica Digitalizada ...	33
Figura 2.20 – Curvas do Tipo Força-Deformação para Ligamento Longitudinal Anterior ...	34
Figura 2.21 – Forças nos Ligamentos Longitudinais, (a) Anterior e (b) Posterior	35
Figura 2.22 – Forças nos Ligamentos, (a) Amarelos e (b) Intertransversários	36
Figura 2.23 – Forças nos Ligamentos, (a) Capsulares e (b) Interespinhais	37
Figura 2.24 – Forças no Ligamento Supra-Espinal	38
Figura 2.25 – (a) Máximas Tensões Equivalentes de von Mises no Anel e (b) Forças nas Articulações Facetárias	40
Figura 2.26 – Movimentação Intersegmental	41
Figura 2.27 – Curvas do Tipo Ângulo-Momento	41
Figura 2.28 – Forças nos Ligamentos em Flexão	42

Figura 3.1 – Vértex Naturais de L1 a L5 e Discos	58
Figura 3.2 – Parâmetros Geométricos da Vértex Lombar	59
Figura 3.3 – Plano Medial da Coluna Lombar	60
Figura 3.4 – Radiografia Digital Ampliada da Coluna Lombar	60
Figura 3.5 – Radiografia Digital da Coluna Lombar	61
Figura 3.6 – Modelo da Coluna em Resina	61
Figura 3.7 – Desenho de Vértex	62
Figura 3.8 – Camada Cortical de Vértex Lombar Típica	63
Figura 3.9 – Desenho Representativo de Espessura Cortical	63
Figura 3.10 – Medidas da Região Abaixo de L5	64
Figura 3.11 – Placas em Ressonância Magnética	64
Figura 3.12 – Disco Intervertebral	65
Figura 3.13 – Desenhos de Placas e de Disco	65
Figura 3.14 – Desenhos dos Ligamentos, (a) Anterior, (b) Posterior e (c) Supra-Espinal ...	66
Figura 3.15 – Desenhos de Áreas Transversais para Ligamentos, (a) Anterior e (b) Posterior	67
Figura 3.16 – Desenhos de Áreas Transversais para Ligamentos, (a) Intertransversários e (b) Supra-Espinal	67
Figura 3.17 – Desenho de Área Transversal de Contato para Ligamentos Capsulares	67
Figura 3.18 – Desenhos dos Ligamentos, (a) Capsulares e (b) Intertransversários	68
Figura 3.19 – Desenhos dos Ligamentos, (a) Amarelos e (b) Interespinhais	68
Figura 3.20 – Desenhos de Áreas Transversais para Ligamentos, (a) Amarelos e (b) Interespinhais	69
Figura 3.21 – Modelo Geométrico para a Coluna Lombar	69
Figura 3.22 – Malha Total de Elementos Finitos	71
Figura 3.23 – Tensão-Deformação para Ossos Trabeculares	73
Figura 3.24 – Tensão-Deformação para Ossos Corticais	73
Figura 3.25 – Tensão-Deformação para Anéis	74
Figura 3.26 – Tensão-Deformação para Ligamentos Capsulares	74
Figura 3.27 – Tensão-Deformação para Ligamentos Interespinhais	75
Figura 3.28 – Tensão-Deformação para Ligamentos, Longitudinal Anterior, Longitudinal Posterior, Intertransversários e Supra-Espinal	75
Figura 3.29 – Tensão-Deformação para Ligamentos Amarelos	76
Figura 3.30 – Distribuição da Tensão Principal Máxima na Configuração Inicial	

de Equilíbrio	78
Figura 4.1 – Distribuições das Tensões Principais, Máxima em (a) Flexão e (b) Extensão, e Mínima em (c) Flexão e (d) Extensão	80
Figura 4.2 – Distribuições da Tensão Principal Máxima em (a) Flexão e (b) Extensão, na Coluna Protética	83
Figura 4.3 – Distribuições da Tensão Principal Mínima em (a) Flexão e (b) Extensão, na Coluna Protética	84
Figura 5.1 – Tensão-Deformação em Discos	90
Figura A.1 – Distribuições das Tensões Principais, (a) Máxima e (b) Mínima, na Configuração Inicial de Equilíbrio, Vista Lateral Esquerda em Corte	113
Figura A.2 – Distribuições das Tensões Principais, (a) Mínima na Configuração Inicial de Equilíbrio, Vista Lateral Esquerda, e (b) Máxima em Flexão, Vista Anterior	114
Figura A.3 – Distribuição da Tensão Principal Máxima em Flexão, (a) Vista Lateral Direita e (b) Vista Posterior	115
Figura A.4 – Distribuições das Tensões Principais, (a) Máxima e (b) Mínima, em Flexão, Vista Lateral Esquerda em Corte	116
Figura A.5 – Distribuição da Tensão Principal Máxima em Extensão, (a) Vista Lateral Direita e (b) Vista Anterior	117
Figura A.6 – Distribuição da Tensão Principal Máxima em Extensão, (a) Vista Posterior e (b) Vista Lateral Esquerda em Corte	118
Figura A.7 – Distribuição da Tensão Principal Mínima em Extensão, Vista Lateral Esquerda em Corte	119
Figura B.1 – Coluna (a) Vista Lateral Esquerda, (b) Vista Lateral Direita em Corte, (c) Vista Lateral Direita e (d) Vista Lateral Esquerda em Corte	121
Figura B.2 – Coluna (a) Vista Posterior e (b) Vista Anterior	122

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Carregamentos Sobre a Terceira Vértebra Lombar (L3)	30
Tabela 2.2 – Propriedades Mecânicas de Elementos Ósseos	39
Tabela 2.3 – Elementos Finitos Utilizados	43
Tabela 2.4 – Propriedades Mecânicas Utilizadas	44
Tabela 2.5 – Tipos de Elementos Finitos	47
Tabela 2.6 – Valores Comparados de Movimento Angular	48
Tabela 2.7 – Comparação com Outros Estudos	48
Tabela 2.8 – Ângulos de Movimento	49
Tabela 2.9 – Elementos com Resistência Apenas à Tração	51
Tabela 2.10 – Propriedades Mecânicas e Áreas Transversais	54
Tabela 2.11 – Propriedades Mecânicas para o Modelo	55
Tabela 3.1 – Dimensões de Referência para as Vértebras Lombares	59
Tabela 3.2 – Dimensões dos Sólidos Virtuais para Vértebras Lombares	62
Tabela 3.3 – Dimensões das Camadas Corticais nos Sólidos Virtuais	63
Tabela 3.4 – Dimensões dos Sólidos Virtuais para Discos e Placas	65
Tabela 3.5 – Valores Publicados de Áreas Transversais para Ligamentos	66
Tabela 3.6 – Contrações Térmicas em Tecidos na Configuração Inicial de Equilíbrio	77
Tabela 4.1 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Discos	81
Tabela 4.2 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Ossos	81
Tabela 4.3 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Ligamentos	82
Tabela 4.4 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Discos Protéticos	84
Tabela 4.5 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Ossos da Coluna Protética	85
Tabela 4.6 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Ligamentos da Coluna Protética ..	85
Tabela 5.1 – Variações de Movimentações Segmentares de Pesquisas Precedentes em Relação ao Presente Trabalho	88
Tabela 5.2 – Ângulos de Movimentação das Colunas, Natural e Protética	91

LISTA DE SÍMBOLOS

E : módulo de elasticidade longitudinal.

G : módulo de elasticidade transversal.

p : passo.

${}^{p+\Delta p}\{R\}$: vetor de carregamentos nodais aplicados externamente.

${}^{p+\Delta p}\{F\}$: vetor de forças nodais geradas internamente.

$\{\Delta R\}^{(i-1)}$: vetor de carregamentos desbalanceados na interação $i-1$.

${}^{p+\Delta p}\{F\}^{(i-1)}$: vetor de forças nodais geradas internamente na interação $i-1$.

${}^{p+\Delta p}[K]^{(i)}$: matriz de rigidez material na interação i .

$\{\Delta U\}^{(i)}$: vetor de deslocamentos nodais incrementais na interação i .

${}^{p+\Delta p}\{U\}^{(i)}$: vetor de deslocamentos nodais totais na interação i .

ε_d : tolerância de deslocamento.

ρ : massa específica.

ν : coeficiente de Poisson.

A : área transversal.

ΔT : variação de temperatura.

α : coeficiente de dilatação térmica.

$P1$: tensão principal máxima.

$P3$: tensão principal mínima.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- AbaqusTM: programa para análise com elementos finitos.
- AmiraTM: programa para edição de imagem médica digitalizada.
- AnsysTM: programa para análise com elementos finitos.
- FemapTM: programa para análise com elementos finitos.
- FluentTM: programa para análise com elementos finitos.
- L1: primeira vértebra lombar.
- L2: segunda vértebra lombar.
- L3: terceira vértebra lombar.
- L4: quarta vértebra lombar.
- L5: quinta vértebra lombar.
- MarcTM: programa para análise com elementos finitos.
- mDicomViewerCDTM: programa para visualização de imagem médica digitalizada.
- MentatTM: programa para pré-processamento de elementos finitos.
- Philips mDicomTM: programa para análise de imagem médica digitalizada.
- RapidformTM: programa para engenharia reversa.
- S1: primeira vértebra sacral.
- SimulationTM: programa para análise com elementos finitos.
- SolidworksTM: programa para projeto tridimensional auxiliado por computador.
- SyngoTM: programa para visualização de imagem médica digitalizada.
- VGStudio MaxTM: programa de engenharia reversa.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Contextualização	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Apresentação	3
1.4 Justificativa	4
1.5 Etapas do Trabalho	6
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	10
2.1 Método dos Elementos Finitos	10
2.2 Tensegridade	15
2.3 Coluna Vertebral	17
2.3.1 Composição Fundamental	17
2.3.2 Discos Intervertebrais	20
2.3.3 Ligamentos	23
2.3.4 Vértebras	25
2.3.5 Biomecânica da Coluna	28
2.4 Simulações de Estruturas Biológicas	32
2.4.1 Transformação da Imagem Médica Digitalizada em Modelos Biomecânicos	32
2.4.2 Influência da Rigidez Ligamentar no Comportamento Mecânico do Segmento Móvel	33
2.4.3 Estudo da Influência da Degeneração do Disco no Comportamento de um Segmento Móvel Lombar, Utilizando o Método dos Elementos Finitos	38
2.4.4 Estudo por Elementos Finitos da Coluna Lombar com um Novo Tipo de Fixador, Utilizando um Método de Otimização Topológica	42
2.4.5 Estudo Biomecânico da Coluna Lombar com um Dispositivo de Estabilização Dinâmica, Utilizando o Método dos Elementos Finitos	45
2.4.6 Geração de Malhas Heterogêneas e Modelagem Mecânica, Representativas da Coluna Humana	50
2.4.7 Simulação Numérica do Crescimento Assimétrico como Mecanismo de Inicialização da Escoliose	51
2.4.8 Comparando o Novo Prendedor Intervertebral Lombar com os Precedentes	52
2.4.9 Mudanças Biomecânicas do Segmento Móvel Lombar após Substituição	

Total do Disco	54
3 CONSTRUÇÃO DO MODELO BIOMECÂNICO PARA A COLUNA LOMBAR HUMANA	57
3.1 Modelo Geométrico	57
3.2 Malhas	69
3.3 Propriedades Mecânicas	72
3.4 Configuração Inicial de Equilíbrio	76
4 RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES DAS COLUNAS LOMBARES HUMANAS, NATURAL E PROTÉTICA	79
4.1 Coluna Lombar Natural	79
4.2 Coluna Lombar Protética	82
5 CONCLUSÕES DAS SIMULAÇÕES DAS COLUNAS LOMBARES HUMANAS, NATURAL E PROTÉTICA	86
5.1 Estudos dos Resultados	86
5.1.1 Comportamento da Coluna Lombar Natural	86
5.1.2 Comportamento da Coluna Lombar Protética	90
5.1.3 Conclusões Finais	92
5.2 Proposições de Trabalhos Futuros	93
5.2.1 Proposições Gerais	93
5.2.2 Próteses Discas Nucleadas	93
5.2.3 Eletrospinograma	93
5.2.4 Buchas Ortopédicas	94
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95
7 BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTAR	105
APÊNDICE A – DISTRIBUIÇÕES DAS TENSÕES PRINCIPAIS NAS SIMULAÇÕES DA COLUNA LOMBAR HUMANA	112
ANEXO B – TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DA COLUNA LOMBAR HUMANA	120

1

INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

Na coluna vertebral, muitas deformidades são congênitas, mas existem aquelas oriundas de enfermidades, acidentes, desgastes, envelhecimento, posturas, e ainda outras de origens desconhecidas. Estas deformidades podem ser dolorosas e até degenerativas.

Apesar dos trabalhos já realizados, o conhecimento acerca da coluna vertebral ainda é pequeno em relação à complexidade desta estrutura multifuncional. Este conhecimento traz subsídios para prevenções e tratamentos de doenças, os quais prolongam e melhoram a existência das pessoas, aliviando a dor.

Estudos clássicos afirmam que a coluna é constituída por um conjunto de ossos, empilhados uns sobre os outros, como numa pilha de blocos, arranjados de maneira funcional, flexível, permitindo a movimentação de todos os membros do conjunto.

No entanto, esta teoria não responde completamente como conseguimos, por exemplo, sustentar cargas mecânicas para as quais os discos intervertebrais não são capazes de suportar sozinhos.

Para melhor conhecer a estrutura da coluna e buscando responder as questões mencionadas, este trabalho concentra esforços no estudo de uma de suas partes, denominada coluna lombar, verificando se seu comportamento corresponde àquele conhecido na ciência das estruturas como tensegridade.

Existindo tensegridade, quando uma parte desta estrutura é deslocada por um carregamento, este deslocamento é distribuído por toda a estrutura, e todas as outras partes também se deslocam, adaptando-se a uma nova configuração; quando esse carregamento é retirado, voltam a assumir a configuração inicial de equilíbrio. Para tal, uma estrutura pré-tensionada distribui os esforços internos de maneira que os cabos (ligamentos) fiquem tracionados e as barras (ossos) submetidas à tração ou à compressão. A explicação para esse fenômeno é que a tração inicial aplicada aos cabos fica armazenada como energia potencial elástica. Qualquer carregamento modifica a energia armazenada. Quando o carregamento é interrompido a configuração inicial de equilíbrio é restaurada. O pré-requisito para este comportamento é a existência de uma pré-tensão inicial, que garanta, dentro de certos limites, a estabilidade da estrutura quando submetida a novos carregamentos.

Este trabalho verifica a existência de tensegridade na coluna lombar através da caracterização do seu comportamento mecânico, por meio de um modelo virtual que representa suas geometrias, propriedades mecânicas, condições de contorno e de contato.

Este modelo inclui o efeito das pré-tensões nos tecidos moles, as quais auxiliam no equilíbrio da estrutura, e sua validação ocorre de acordo com dados adquiridos em pesquisas precedentes.

1.2 Objetivos

Os objetivos deste trabalho são:

- a) Estudar o comportamento mecânico da coluna lombar natural, verificando como os princípios de tensegridade podem contribuir para o entendimento de sua estabilidade.
- b) Estudar o comportamento mecânico da coluna lombar protética, contribuindo para que melhores próteses possam ser produzidas e verificando a existência de princípios de tensegridade.

1.3 Apresentação

O presente trabalho é a união do esforço direto de profissionais relacionados à saúde e à engenharia, sendo mais bem compreendido deste modo.

No capítulo 2, REVISÃO BIBLIOGRÁFICA, a teoria para o estudo em foco é abordada de modo abreviado. Além disso, mostra modelos computacionais produzidos por pesquisas anteriores que serviram de base para o presente trabalho.

O capítulo 3, CONSTRUÇÃO DO MODELO BIOMECÂNICO PARA A COLUNA LOMBAR HUMANA, descreve o tipo de estudo desenvolvido, a modelagem geométrica, as malhas de elementos finitos, as propriedades mecânicas e a configuração inicial de equilíbrio necessária para a representação das tensões observadas na coluna natural antes de carregamentos externos.

Intitulado RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES DAS COLUNAS LOMBARES HUMANAS, NATURAL E PROTÉTICA, o capítulo 4 apresenta os resultados dos cálculos estruturais devido aos carregamentos de flexão e de extensão sobre os modelos para as colunas, natural e protética.

No capítulo 5, denominado CONCLUSÕES DAS SIMULAÇÕES DAS COLUNAS LOMBARES HUMANAS, NATURAL E PROTÉTICA, os resultados das simulações são examinados, a existência de tensesgridade verificada e trabalhos futuros indicados.

O capítulo 6, REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS, traz o detalhamento das fontes literárias cujos conteúdos são mencionados neste trabalho.

A BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTAR, capítulo 7, lista outras fontes literárias, cujos conteúdos não são mencionados, porém serviram como fontes de informações adicionais.

O APÊNDICE A, DISTRIBUIÇÕES DAS TENSÕES PRINCIPAIS NAS SIMULAÇÕES DA COLUNA LOMBAR HUMANA, apresenta as distribuições das tensões principais, máxima e mínima, na configuração inicial de equilíbrio, flexão e extensão, em várias vistas.

O ANEXO B, TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DA COLUNA LOMBAR HUMANA, destaca uma seleção das tomografias utilizadas durante este trabalho.

1.4 Justificativa

A falta de conhecimento acerca do corpo humano pode levar ao surgimento de doenças e à ineficácia dos tratamentos, dificultando ou impossibilitando a reabilitação do paciente. No caso das escolioses, lordoses e cifoses, as extensões das curvaturas variam desde as que são perfeitamente toleráveis até as que comprometem os demais órgãos, a ponto de levar uma pessoa ao óbito. Algumas fatalidades podem ser evitadas se o tratamento for iniciado logo que as anormalidades forem observadas pela primeira vez. Em alguns casos estas patologias são de origem genética, estando ligadas à formação intrauterina, mas em outros casos estão relacionadas aos hábitos posturais e de carregamento.

No caso de tumores, fragilizações e distorções das estruturas ósseas, estudos são necessários para verificação das causas, que podem ser, dentre outras, exposição às variações bruscas de temperaturas, e aos produtos altamente radioativos ou quimicamente nocivos. Casos de leucemia têm sido tratados através de transplantes de medulas ósseas e transfusões de sangue, visando renovação na produção de células sanguíneas. Este tratamento tem sido atualmente bem sucedido em crianças.

Discos herniados podem provocar calosidades ósseas dolorosas, devido ao contato entre vértebras, e pressões sobre a medula espinhal, devido à protrusão dos núcleos dos discos. No último caso, há prejuízo na manutenção das raízes nervosas motoras e sensitivas. Nestes casos, dores geralmente são relatadas em toda a coluna e nos locais ligados pelas extensões nervosas afetadas, mas principalmente no disco herniado e suas proximidades, com gradativa perda das atividades sensitivas e motoras. A Fig. 1.1 mostra uma hérnia de disco em protrusão entre a quarta (L4) e a quinta (L5) vértebras lombares, a qual comprime a medula espinhal. Esta compressão deforma o nervo, tornando-o mais elíptico, afetando sua estrutura, sua nutrição e sua função de transmissão. A decorrente inflamação local, induzida pelo núcleo, pode causar a dor ciática ou lombalgia. A inflamação do nervo ciático causada, dentre outros, pela hérnia de disco ou pela desidratação do disco, com conseqüente redução de sua altura, afeta severamente o funcionamento da coluna e das pernas.

Uma das soluções para o caso é a substituição total do disco, prática empregada pela ortopedia nas cirurgias da coluna, mas que ainda necessita de melhorias em sua eficiência. Ela pode causar instabilidade na coluna ou enrijecê-la. No último caso, os pacientes precisam de

mais energia para efetuar as mesmas atividades cotidianas realizadas anteriormente, nas quais a movimentação da região enrijecida é indispensável. Esta divergência, em relação à condição natural, surge das diferenças entre as propriedades mecânicas do disco natural e da prótese, indicando a necessidade de mais pesquisas para o desenvolvimento da substituição total do disco.

Além disso, as raízes nervosas, artérias, veias, músculos e ligamentos acoplados à coluna aumentam as dificuldades do processo operatório, justificando a produção de próteses de alta fidelidade, alta durabilidade e baixa rejeição.

Diante do exposto, uma melhor compreensão do comportamento mecânico da coluna é imprescindível como auxílio na prevenção e tratamento de enfermidades relacionadas ao seu funcionamento. O equilíbrio mecânico da coluna recebe contribuições dos tecidos moles ao seu redor quando estes estão apropriadamente tracionados, sugerindo um tipo de funcionamento semelhante ao das estruturas em tensegridade. A flexibilidade e a capacidade de armazenar energia são características em comum entre estas estruturas e a coluna. Esta simulação computacional da coluna inclui propriedades mecânicas não-lineares e representação dos ligamentos semelhantes aos naturais em geometrias e contrações, servindo de base para a investigação de tensegridade e o desenvolvimento de próteses.



Figura 1.1 – Ressonância Magnética de Hérnia (Nordin e Frankel, 2003)

Em vários trabalhos anteriores relacionados à modelagem numérica da coluna lombar, os ligamentos não foram considerados ou foram simplificados, para elementos do tipo mola ou do tipo cabo com resistência somente à tração (Eberlein et al., 2002; Zander et al., 2004; Vena et al., 2005; Rohlmann et al., 2005, 2006, 2007, 2008, 2009 e 2010; Zhong et al., 2006; Plaats et al., 2007; Shin et al., 2007; Zhang e Teo, 2008; Chen et al., 2008; Kim et al., 2010; Hu et al., 2010; Mefford et al., 2011).

1.5 Etapas do Trabalho

Este trabalho utiliza modelagem geométrica de sólidos virtuais e elementos finitos na análise estrutural da coluna lombar. Este tópico descreve os procedimentos fundamentais que serviram de base para a viabilização dos objetivos propostos.

Modelos virtuais e simulações de carregamentos nas colunas, natural e protética, proporcionam possibilidades de investigações dificilmente verificáveis “in vitro”. Sendo assim, este trabalho foi realizado conforme descrito adiante:

a) Estudos: teoria da elasticidade; comportamento mecânico dos tecidos vivos; elementos finitos; estruturas em tensegridade; coluna vertebral, sua composição fundamental, seus ligamentos, discos, vértebras, sua capacidade de suportar carregamentos mecânicos e seus modelos. Esta etapa também contemplou a busca dos programas necessários ao presente trabalho. Dentre as regiões da coluna vertebral, a coluna lombar foi escolhida por ser a região mecanicamente mais carregada, reduzindo a complexidade da modelagem geométrica, da geração de malhas e dos cálculos estruturais. O estudo foi definido como estático não-linear, pois as propriedades mecânicas envolvidas são não-lineares em sua maioria, os tecidos moles são susceptíveis a grandes deformações e os carregamentos estudados são estáticos. Foi descartada a geração de volumes virtuais a partir da importação computacional de ressonâncias magnéticas e tomografias, devido à dificuldade de definição das geometrias dos tecidos moles, dando lugar à geração de volumes através de desenho computacional.

b) Construção do modelo geométrico representativo da coluna lombar, conforme detalhado no capítulo 3. Os volumes virtuais dos ossos corticais, trabeculares e posteriores, anéis e núcleos dos discos, placas terminais cartilaginosas e ligamentos foram gerados por meio de programas para projetos tridimensionais e posteriormente agrupados através de sucessivas aproximações, baseando-se em informações de geometrias oriundas de pesquisas anteriores, modelo em

resina, radiografias, ressonâncias e tomografias. Este método foi adotado devido à dificuldade de definição dos contornos em tecidos moles quando do uso de programas de segmentação de nuvem de dados obtidos a partir de imagem médica digitalizada. A construção do modelo geométrico requereu que as seguintes tarefas fossem elaboradas: modelagem dos ossos trabeculares, corticais e posteriores, dos núcleos, anéis e placas, e dos ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal intertransversários e capsulares; montagem das partes; retirada de interferências geométricas.

c) Inserção das propriedades mecânicas no modelo geométrico, de acordo com as informações requeridas pelo programa de elementos finitos, através da decomposição das curvas de tensão-deformação em pontos coordenados. As propriedades mecânicas de cada tipo de material biológico variam no mesmo indivíduo, e também entre indivíduos. Portanto, foram definidas, inseridas no modelo geométrico e experimentadas progressivas vezes, para compatibilização dos ângulos de movimentação da coluna com aqueles ocorridos em pesquisas anteriores. As matérias biológicas podem ser bem definidas através de propriedades mecânicas elásticas não-lineares, dentro de limites fisiologicamente admissíveis, no tocante às medidas de tensões e de deformações, em estudos da estática da estrutura. A escolha foi dividir o modelo em partes para melhor aproximar as propriedades de cada região, caracterizando a natureza dos materiais biológicos envolvidos. As propriedades mecânicas foram consideradas após estabilizações das deformações e possuem lastro em pesquisas precedentes (Goel et al., 1995; Smit et al., 1997; Nordin e Frankel, 2003; Zander et al., 2004; Zhong et al., 2006; Ivancic et al., 2007; Aziz et al., 2008; Chen et al., 2008; Hu et al., 2010; Fok et al., 2010; Kim et al., 2010; Herrera et al., 2012).

d) Na coluna natural os ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e interespinhais, estão sob tração mesmo sem carregamento externo. Esta configuração inicial de equilíbrio foi simulada no modelo através de contrações aplicadas aos ligamentos por analogia térmica. A carga térmica aplicada a cada ligamento foi determinada através de progressivas simulações, de tal maneira que o modelo não apresentasse qualquer ângulo de movimentação. Além disso, a pressão intradiscal e as forças nos ligamentos, após as simulações, foram compatíveis com aquelas observadas na coluna natural. A analogia térmica foi desenvolvida para proporcionar o estabelecimento da pressão intradiscal nos núcleos em torno de $0,1 \text{ N/mm}^2$ (Nordin e Frankel, 2003) e tração nos ligamentos amarelos de aproximadamente 15 N (Evans e Nachemson, 2004). O modelo foi fixado em sua base total em todas as direções, através do programa de elementos finitos,

incluindo bases dos ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e intertransversários, bem como base do disco abaixo de L5.

e) As malhas de elementos finitos foram geradas individualmente e em conjunto através de gradativas simulações. As geometrias foram ajustadas nos ossos, discos, placas e ligamentos, para que viabilizassem gerações de malhas individuais. A seguir, estes componentes foram ajustados em conjunto, através de aproximações sucessivas, para que não existissem sobreposições e nem folgas. Estes ajustes foram necessários para que as gerações de malhas fossem viabilizadas em todos os componentes individuais e em conjunto, atribuindo-lhes condições de contato do tipo colado. O elemento finito tetraédrico não-linear foi escolhido automaticamente, devido à complexidade das geometrias, propriedades mecânicas não-lineares e tipo de estudo. O número de nós é uma definição reservada ao programa de elementos finitos, de acordo com as características do estudo.

f) Foram aplicados carregamentos de flexão e de extensão fisiologicamente admissíveis sobre o topo do modelo, com magnitude de 10 Nm, em estudos independentes, representando resultantes de forças musculares sobre a coluna lombar.

g) Cálculo estrutural da coluna lombar natural saudável. O estudo estático não-linear é justificado pelos seguintes motivos: na maioria dos materiais biológicos utilizados neste trabalho as tensões não são diretamente proporcionais às deformações; as geometrias representadas pelo modelo são complexas e variam significativamente; as forças não possuem acelerações, inércia ou de amortecimento. Os resultados foram gerados pelo método dos elementos finitos, como descrito no capítulo 4. Os ângulos de movimentação foram obtidos pela comparação computacional de planos situados no topo do corpo vertebral de L1, antes e após os carregamentos citados. As tensões principais, máxima e mínima, também foram pesquisadas antes e após os carregamentos externos. Estas foram escolhidas por serem as tensões principais extremas, importantes na averiguação de tensegridade, a qual está preponderantemente baseada nas ocorrências de trações e de compressões nas estruturas. A tensão principal intermediária não foi necessária por estar compreendida entre a tensão principal máxima e a tensão principal mínima.

h) Comparação dos ângulos de flexão e de extensão resultantes das simulações citadas com aqueles obtidos em estudos anteriores realizados por outros pesquisadores.

i) A coleta dos dados referentes às tensões principais, máxima e mínima, foi realizada através do programa de elementos finitos após o término das simulações citadas. Estes resultados foram colhidos nas partes individuais do modelo.

- j) Verificação da existência de tensegridade na coluna lombar, através da comparação das ocorrências de tração e de compressão nas partes do modelo com as definições de tensegridade, conforme detalhado no capítulo 5.
- l) Mantendo o tipo de estudo, as geometrias, as condições de contorno e de contato, as propriedades mecânicas dos discos foram substituídas por propriedade elástica linear representativa de material protético, módulo de elasticidade longitudinal $E = 7$ MPa e módulo de elasticidade transversal $G = 2,6$ MPa (Plaats et al., 2007).
- m) Geração de novas malhas em todas as partes do modelo, semelhantes às definidas para a coluna natural.
- n) Aplicações sobre o modelo para a coluna protética dos mesmos carregamentos utilizados no modelo para a coluna natural.
- o) Cálculo estrutural da coluna protética, pelo método já descrito.
- p) Comparação dos ângulos de inclinação resultantes com aqueles obtidos através do modelo para a coluna natural.
- q) Levantamento dos resultados das tensões principais, máxima e mínima, observadas nas partes do modelo para a coluna protética, na configuração inicial de equilíbrio e após os carregamentos citados.
- r) Comparação entre as tensões observadas nos modelos para as colunas, natural e protética.
- s) Verificação da existência de tensegridade na coluna protética.
- t) Conclusões finais e proposições de trabalhos futuros.

2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Método dos Elementos Finitos

Vários fenômenos físicos podem ser descritos em termos de equações diferenciais parciais. Em geral, resolver essas equações por métodos clássicos e analíticos para geometrias complexas é bem difícil e problemas reais raramente têm geometrias simples. O método dos elementos finitos é uma abordagem numérica pela qual as equações diferenciais podem ser aproximadamente resolvidas. Ele trabalha para a transformação das equações diferenciais que governam o fenômeno e suas condições de contorno em um sistema de equações lineares ou não-lineares, o qual pode ser resolvido matricialmente através de métodos numéricos, geralmente com auxílio de computador. Para que esta transformação seja efetivada, as equações diferenciais precisam ser convertidas em equações integrais, e estas associadas a funções de peso obtidas a partir da subdivisão do domínio examinado em pequenos elementos, nos quais o comportamento da variável pesquisada é aproximado. Esta subdivisão é denominada geração da malha de elementos finitos. Logo após, o programa constrói o sistema de equações matriciais e executa a solução. Outras variáveis podem ser obtidas a partir da original (Fish e Belytschko, 2007).

A Fig. 2.1a mostra simulação de uma incisão na mão, através do modelo de elementos finitos. O modelo pode ser utilizado para planejar o procedimento cirúrgico que cause as menores tensões após a sutura. Modelos do coração, tal como na Fig. 2.1b, podem ser utilizados para projetos de válvulas e procedimentos cirúrgicos. A Fig. 2.1c apresenta prótese de parte do quadril e seu modelo de elementos finitos, acima e abaixo, respectivamente.

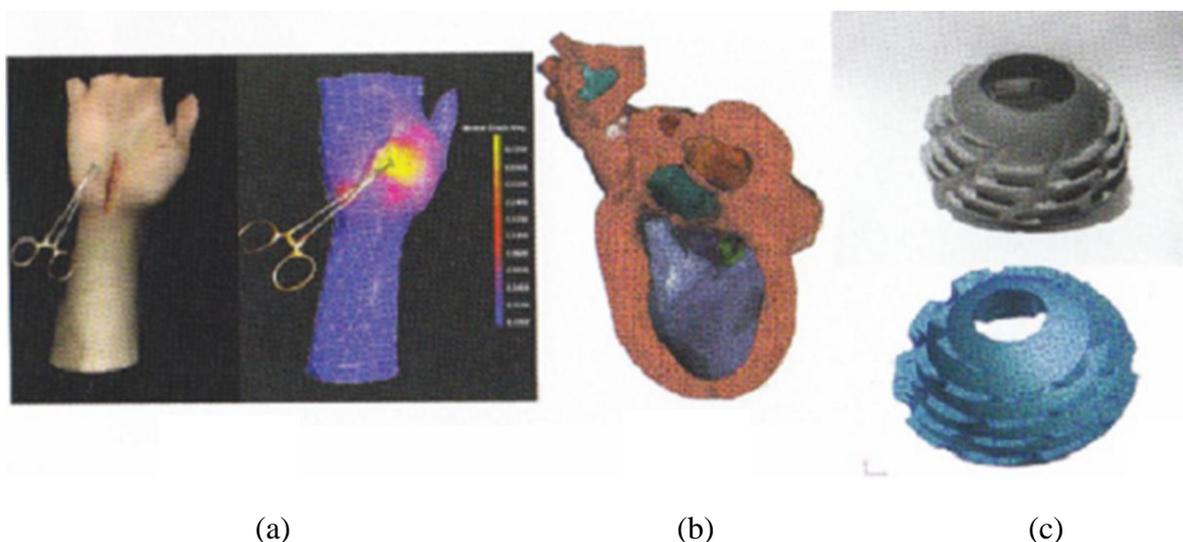


Figura 2.1 – Modelos para Partes do Corpo Humano (Fish e Belytschko, 2007)

Nos últimos anos, as aplicações do método dos elementos finitos na medicina tem se manifestado no estudo de pacientes específicos. Imagens médicas digitalizadas são utilizadas para construção de modelos geométricos tridimensionais utilizados para estudar as respostas de pacientes a tratamentos alternativos, como procedimentos cirúrgicos.

As aplicações do método em estudos da coluna incluem simulações de técnicas cirúrgicas; desenvolvimentos e avaliações de próteses e órteses; pesquisas de escoliose, cifose e lordose; pesquisas dos efeitos de posturas e de carregamentos mecânicos; efeitos de degenerações discais e ligamentares; fraturas vertebrais e hérnias.

Simulações computacionais da coluna realizadas anteriormente foram viabilizadas através de redução de detalhes para simplificação das geometrias, omissões de geometrias mais complexas e elementos finitos de dimensões maiores que 1,0 mm. Os materiais foram considerados elásticos lineares com um módulo de elasticidade ou dois. No primeiro caso o mesmo módulo foi utilizado para todas as deformações. No segundo caso foi utilizado o

módulo inicial para baixas deformações e o outro para altas. Em algumas destas pesquisas os ligamentos não foram considerados e em outras foram representados através de cabos ou molas (Zander et al., 2004; Rohlmann et al., 2006; Zhong et al., 2006; Shin et al., 2007; Plaats et al., 2007; Chen et al., 2008; Kim et al., 2010).

O estudo estático linear considera que as relações entre carregamentos e respostas induzidas são lineares. Quando as magnitudes dos carregamentos são dobradas, as respostas também dobram, sejam elas deslocamentos, deformações, tensões, forças de reação, etc.

Todas as estruturas reais comportam-se não-linearmente de algum modo. Existem casos simplificados onde o estudo linear pode ser adequado. Em outros casos, a solução pode produzir resultados errados, porque as premissas nas quais está baseada são errôneas. Não-linearidades podem ser causadas pelo comportamento do material, grandes deslocamentos e condições de contato.

Problemas lineares podem ser resolvidos através de estudos não-lineares. Os resultados podem diferir devido à complexidade do segundo procedimento. Em estudos estáticos não-lineares, não são considerados os efeitos dinâmicos das forças de amortecimento e de inércia. O estudo não-linear deve ser usado quando, sob os carregamentos especificados, as seguintes afirmativas não podem ser aplicadas:

- a) Em todos os materiais do modelo as tensões são diretamente proporcionais às deformações.
- b) As deformações são pequenas, o suficiente para que sejam ignoradas as mudanças de rigidez material.
- c) As condições de contorno não variam durante o estudo.

Na solução de problemas não-lineares através do método dos elementos finitos, o equilíbrio da estrutura deve ser estabelecido para uma geometria deformada, a qual é desconhecida e deve ser avaliada por aproximações sucessivas. A cada estado de equilíbrio, denominado passo, ao longo do caminho da solução, o conjunto de equações simultâneas a serem resolvidas é não-linear. Portanto, uma solução direta não é possível, sendo requerido um método iterativo. Um procedimento numérico para solução de problemas não-lineares deve incluir o seguinte (Dassault Systèmes Corp., 2009):

- a) Uma técnica de controle incremental, capaz de controlar o progresso dos passos para solução do problema.

b) Um método iterativo, capaz de resolver o conjunto de equações não-lineares simultâneas em cada passo.

c) Uma estratégia de término das iterações em cada passo.

No presente trabalho, os estudos estáticos incluem propriedades mecânicas não-lineares na maioria dos materiais da coluna, representação da coluna conforme a natural e substituição dos discos por material protético. As principais fontes de não-linearidades foram os grandes deslocamentos e as propriedades mecânicas não-lineares. O controle de carregamento foi utilizado como técnica de controle incremental. O método iterativo, utilizado para solução de cada passo p , está baseado nas Eqs. (2.1) a (2.6) abaixo (Dassault Systèmes Corp., 2009):

$${}^{p+\Delta p}\{R\} = {}^{p+\Delta p}\{F\} \quad (2.1)$$

$$\{\Delta R\}^{(i-1)} = {}^{p+\Delta p}\{R\} - {}^{p+\Delta p}\{F\}^{(i-1)} \quad (2.2)$$

$${}^{p+\Delta p}[K]^{(i)} \{\Delta U\}^{(i)} = \{\Delta R\}^{(i-1)} \quad (2.3)$$

$${}^{p+\Delta p}\{U\}^{(i)} = {}^{p+\Delta p}\{U\}^{(i-1)} + \{\Delta U\}^{(i)} \quad (2.4)$$

$${}^{p+\Delta p}\{U\}^{(0)} = {}^p\{U\} \quad (2.5)$$

$${}^{p+\Delta p}\{F\}^{(0)} = {}^p\{F\} \quad (2.6)$$

Onde:

${}^{p+\Delta p}\{R\}$: vetor de carregamentos nodais aplicados externamente.

${}^{p+\Delta p}\{F\}$: vetor de forças nodais geradas internamente.

$\{\Delta R\}^{(i-1)}$: vetor de carregamentos desbalanceados na iteração $i-1$.

${}^{p+\Delta p}\{F\}^{(i-1)}$: vetor de forças nodais geradas internamente na iteração $i-1$.

${}^{p+\Delta p}[K]^{(i)}$: matriz de rigidez material na iteração i .

$\{\Delta U\}^{(i)}$: vetor de deslocamentos nodais incrementais na iteração i .

${}^{p+\Delta p}\{U\}^{(i)}$: vetor de deslocamentos nodais totais na iteração i .

O método de Newton-Raphson foi utilizado no presente trabalho para realização das iterações. Neste método a matriz de rigidez é formada e decomposta em cada iteração dentro de cada passo do estudo, como mostrado na Fig. 2.2.

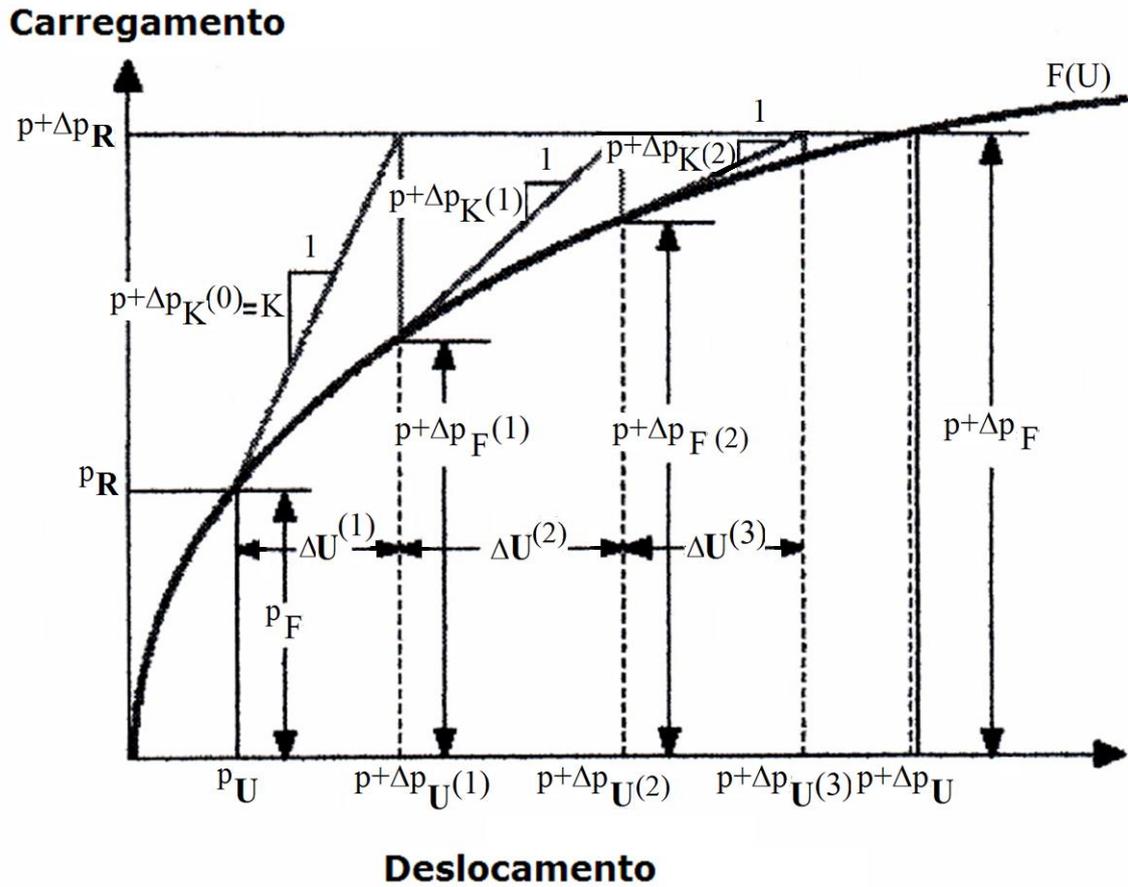


Figura 2.2 – Método de Newton-Raphson (Dassault Systèmes Corp., 2009)

No presente modelo, a estratégia utilizada para término das iterações de cada passo foi a convergência dos deslocamentos. Este critério está baseado nos incrementos de deslocamentos durante as iterações. Ele pode ser formulado conforme Eq. (2.7):

$$|\{\Delta U\}^{(i)}| < \varepsilon_d |^{p+\Delta p} \{U\}^{(i)}| \quad (2.7)$$

O programa de elementos finitos gerou internamente a tolerância de deslocamento ε_d . Automaticamente, ao fim de cada iteração, a convergência dos deslocamentos foi verificada, dentro da tolerância determinada. Os passos também foram calculados pelo programa (Dassault Systèmes Corp., 2009).

2.2 Tensegridade

O termo tensegridade foi proposto por Fuller (1961), tradução do inglês “tensegrity”, junção das palavras “tension” e “integrity”, significando tração e integridade. Fuller (1962) requereu a patente fundamental para estruturas em tensegridade: “Ilhas de compressão dentro de um oceano de tração”.

Emmerich (1963) requereu patente na França definindo estas estruturas como: “Estruturas autotracionadas consistem em barras e cabos montados de tal modo que as barras permanecem isoladas em uma rede contínua de cabos. Todas estas partes devem estar firmemente espaçadas e ao mesmo tempo interconectadas pela pré-tensão resultante da tração dos cabos, sem necessidade de travamentos externos ou ancoragens. O todo é mantido firmemente como uma estrutura independente, de onde o termo autotracionada”. Ele enfatizou a condição de ser o sistema autotracionado e expôs que a tensegridade poderia ser descrita de um modo não restritivo, mediante o uso de exemplos (Jáuregui, 2004).

Pugh (1976) afirmou: “Um sistema em tensegridade é estabelecido quando um conjunto de componentes em compressão descontínuos interage com um conjunto de componentes tracionados contínuos, para definir um volume estável no espaço”.

Roth e Whiteley (1981) definiram as estruturas em tensegridade como barras resistindo à tração e à compressão, braços à compressão e cabos à tração. As barras como membros que mantêm aproximadamente constante a distância entre seus vértices, os braços diminuindo a distância entre seus vértices e os cabos aumentando a distância entre seus vértices.

Os estudos da estática e da dinâmica das estruturas em tensegridade têm experimentado rápido desenvolvimento durante as últimas décadas, devido a seus benefícios em comparação às estruturas tradicionais da engenharia civil e da arquitetura (Fu, 2005). Os benefícios podem ser resumidamente descritos como:

a) Eficiência. Foi observado por Bendsoe e Kikuchi (1988) que o material da estrutura somente é necessário nos caminhos de cargas mecânicas, ou seja, nas regiões da estrutura indispensáveis à sustentabilidade. Assim, estruturas em tensegridade, através do cuidadoso arranjo dos membros em compressão, são capazes de aumentar a razão entre resistência e peso em comparação às estruturas tradicionais. Estruturas em tensegridade também são

energicamente eficientes, porque seus membros armazenam energia como tração ou compressão. O acréscimo necessário de energia para reutilizar tais estruturas é menor do que nas estruturas tradicionais, porque parte da energia total necessária já se encontra armazenada na própria estrutura (Levin, 2002).

b) Facilmente reorganizáveis. Estruturas rígidas tendem a perder mobilidade, principalmente as de grande porte. Porém, nas estruturas em tensegridade, estando os membros em compressão separados, são permitidos grandes deslocamentos, tornando possível criar estruturas que podem ser armazenadas em pequenos volumes e depois reorganizadas na sua geometria original. Isto é especialmente importante em aplicações espaciais como antenas e mastros (Furuya, 1992; Tibert, 2003).

c) Facilmente modificáveis. As tensões pré-existentes nos membros em tensegridade, permitem ao projetista modificar a frequência de oscilação natural e a rigidez da estrutura pela modificação dessas tensões pré-existentes (Motro et al., 1986; Chan et al., 2004).

d) Redundância. A tensegridade pode ser vista como uma classe especial de estruturas, cujos membros podem trabalhar simultaneamente como sensores, atuadores e suportes. Assim, é possível ter vários membros lidando com uma mesma tarefa. No caso de um deles falhar, outro membro pode suprir a falha, permitindo que a estrutura inteira continue funcionando. Este é o princípio das estruturas inteligentes, e particularmente dos sensores inteligentes (Sultan e Skelton, 2004).

e) Confiabilidade de escalas. As principais relações matemáticas de estruturas em tensegridade, não considerando limitações físicas como inércia e gravidade, são determinadas por suas geometrias, que são aplicáveis tanto para um modelo pequeno como para a estrutura de grande porte que ele representa.

f) Aplicações na Biologia. Ingber (1993 e 1998) propôs que modelos em tensegridade poderiam ser utilizados para explicar como membros básicos se combinam para formarem estruturas mais complexas.

Os princípios de tensegridade têm sido aplicados na construção de coberturas de grande porte para ginásios esportivos, sistemas pneumáticos e hidráulicos complexos, robôs e antenas de grande porte flexíveis (Burkhardt, 2005).

Timoshenko e Young (2000) mostraram que modelos de tensegridade podem ser aplicados às estruturas musculoesqueléticas de animais que vivem em terra seca (Tur e Juan, 2007).

Nas vértebras, o processo espinhoso e o corpo vertebral formam dois suportes, os outros dois suportes são os processos transversos, sugerindo quatro extremidades. A Fig. 2.3 mostra uma representação da coluna vertebral como mastro de tetraedros em tensegridade, o qual pode suportar cargas mecânicas fisiologicamente admissíveis em qualquer posição. Porém, segundo Flemons (2007), mais pesquisas seriam necessárias para averiguar como os princípios de tensegridade poderiam contribuir para o entendimento da coluna vertebral.

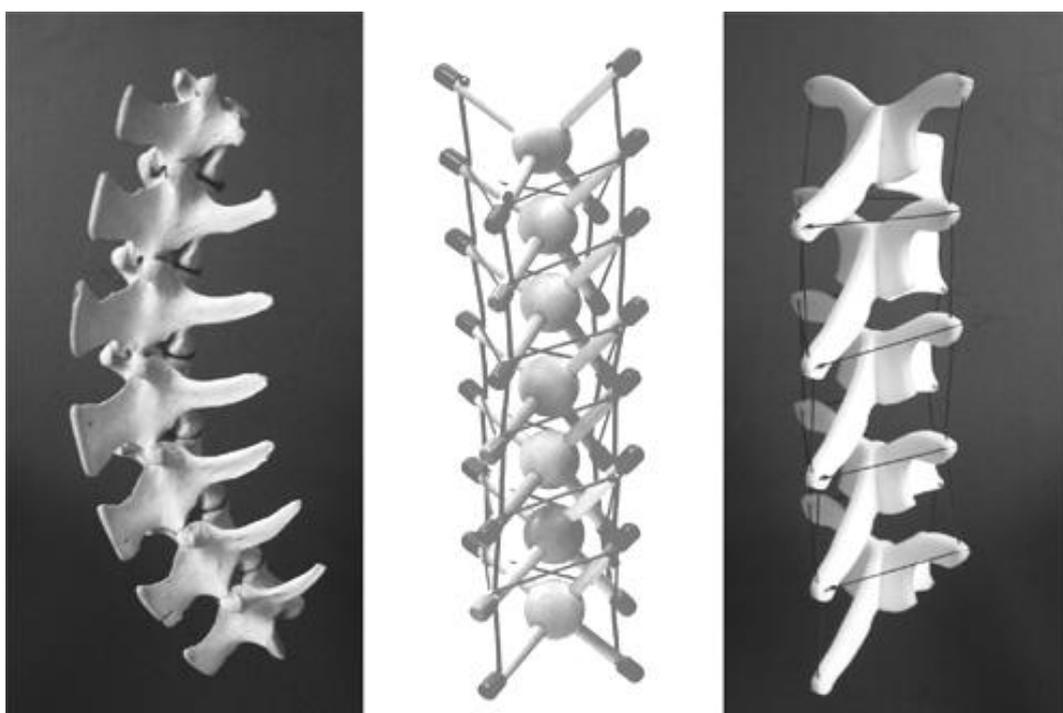


Figura 2.3 – Representação da Coluna Vertebral por Tetraedros (Flemons, 2007)

2.3 Coluna Vertebral

2.3.1 Composição Fundamental

Proteínas são macromoléculas formadas por conexões de aminoácidos contendo carbono, hidrogênio, oxigênio, nitrogênio e enxofre. Proteínas fibrosas formam cabelo, osso, unha, músculo, pele, citoesqueleto e tecidos conectivos, destacando-se a fibrina, a queratina, a elastina e o colágeno. Os aminoácidos contêm pelo menos um aminogruppo NH_2 e um grupo carboxil COOH , a exceção é o aminoácido prolina, o qual se baseia em um aminogruppo NH . O colágeno contém os aminoácidos glicina e prolina, na proporção de 33% e 22%

respectivamente. O grupo amino NH_2 vem do grupo amônia NH_3 . O peptídeo é a junção de dois ou mais aminoácidos ligados por uma ponte. O colágeno é formado por sequência de aminoácidos combinados conforme instrução genética. A molécula de colágeno do tipo I é formada por três polipeptídios, os quais são três correntes de aproximadamente mil aminoácidos cada, no comprimento de 300 nm e diâmetro 1,5 nm. A estabilidade da molécula esta diretamente relacionada às pontes de hidrogênio entre as correntes de aminoácidos (Cowin e Doty, 2007).

As células dos tecidos conectivos são formadas a partir de células estreladas chamadas mesênquimas. O tropocolágeno é sintetizado dentro das células e depois exportado para a matriz extracelular, onde é transformado em colágeno por um processo de perda de suas extremidades, denominado fosfatase. A elastina possui muita elasticidade, devido ao desenrolar das moléculas quando tracionadas, sendo exportada das células para a matriz extracelular, e presente na construção de artérias, veias, pulmões, tendões e ligamentos. O colágeno é o principal componente estrutural dos tecidos, proporcionando flexibilidade e resistência, suportando forças de tração e promovendo plataformas para mineralização em tecidos duros. Fibras colágenas estão presentes nos tendões, cartilagens, ligamentos, órgãos internos, músculos, ossos, discos intervertebrais e córneas. Os vinte tipos de colágenos constituem aproximadamente 30% da proteína do corpo humano. Suas propriedades mecânicas e dos tecidos que ele compõe estão intimamente associadas com o número e a qualidade das ligações dentro e entre suas moléculas. Durante o crescimento, aproximadamente até os vinte anos de idade, o número e a qualidade das ligações crescem, resultando no crescimento de sua resistência à tração. Após o amadurecimento completo a quantidade de colágeno nos tecidos decresce, fragilizando os mesmos (Cowin e Doty, 2007).

Ossos, cartilagens e ligamentos são constituídos preponderantemente por matriz extracelular, a qual é constituída de todo material do tecido exceto as células, incluindo as redes de colágenos e de proteoglicanos, Figs. 2.4 e 2.5. Proteoglicanos são constituídos de muitos glicosaminoglicanos, e estes por sua vez são formados por polissacarídeos, os quais são polímeros com mais de dez monossacarídeos, o açúcar simples, o grupo mais simples de carboidratos (Cowin e Doty, 2007).

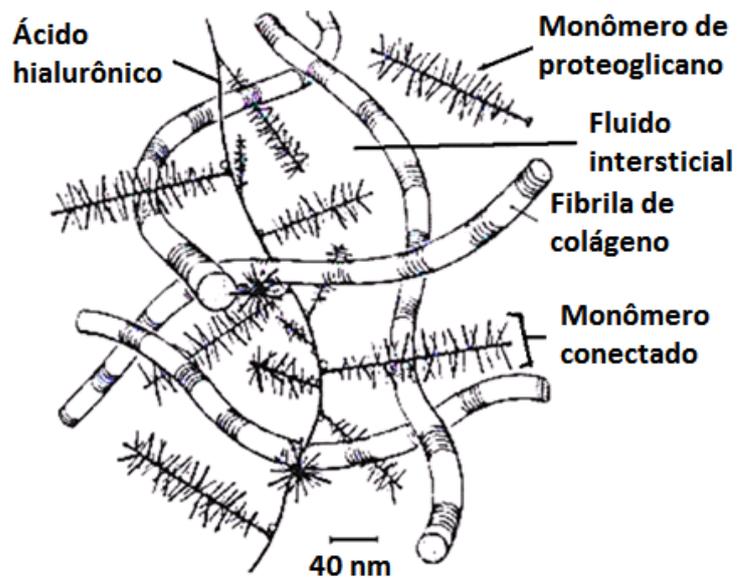


Figura 2.4 – Interação entre Redes de Colágenos e de Proteoglicanos (Cowin e Doty, 2007)

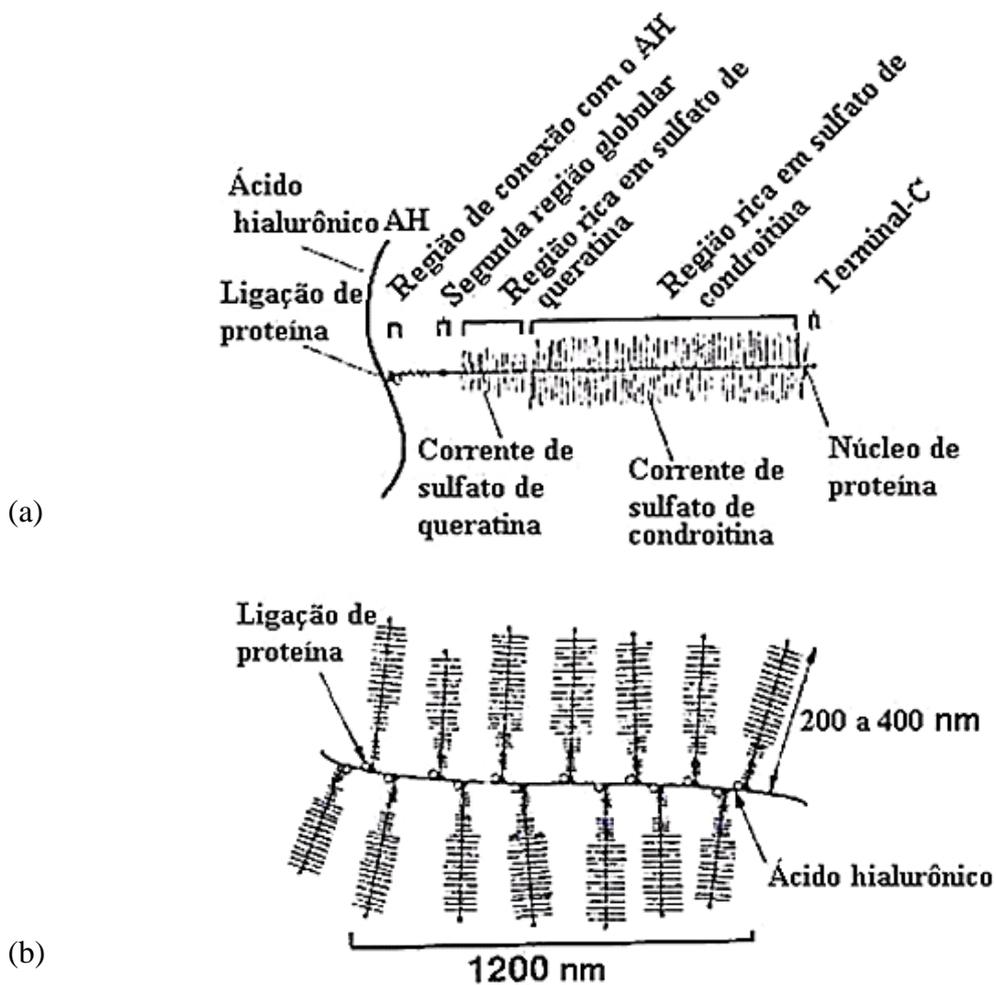


Figura 2.5 – Proteoglicanos (a) Monômero e (b) Agregado (Cowin e Doty, 2007)

2.3.2 Discos Intervertebrais

São fibrocartilagens atuando como coxins nas articulações entre corpos vertebrais adjacentes. As células cartilaginosas são denominadas condrócitos, que embora sejam 10% da cartilagem são responsáveis pela produção dos materiais orgânicos da matriz extracelular. A matriz orgânica é composta de malha de fibras colágenas, principalmente do tipo II, com quantidades menores dos tipos V, VI, IX e XI, numa solução concentrada de proteoglicanos. No peso da cartilagem articular saudável, a participação do conteúdo de colágeno varia de 15 a 22%, os proteoglicanos de 4 a 7% e os restantes são água, sais inorgânicos e pequena quantidade de lipídios, glicoproteínas e outras proteínas. Fibras de colágeno e proteoglicanos são os componentes estruturais que suportam a tensão interna resultante das cargas mecânicas aplicadas à cartilagem articular. A Fig. 2.6 mostra a representação esquemática do arranjo de condrócitos (Nordin e Frankel, 2003).

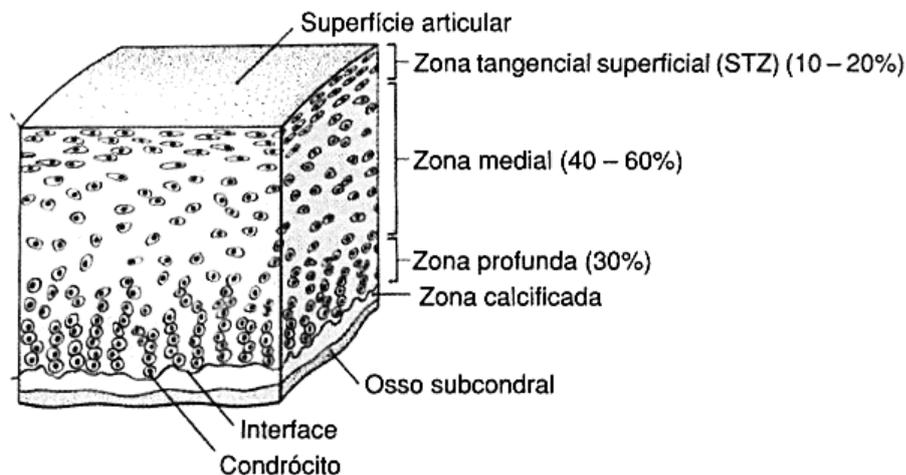


Figura 2.6 – Cartilagem Articular (Nordin e Frankel, 2003)

Os discos intervertebrais em adultos saudáveis são responsáveis por aproximadamente 25% da altura da coluna vertebral. As diferenças nas espessuras anteriores e posteriores dos discos produzem as curvaturas normais lombar, torácica e cervical. O disco intervertebral é constituído por anel externo espesso, formado por cartilagem fibrosa, denominado anel fibroso, e núcleo pulposu constituído de material gelatinoso central. O anel é formado por cerca de 90 faixas concêntricas de tecido fibrocartilaginoso, as quais circundam o núcleo. As fibras colágenas no anel formam ângulos de aproximadamente 30° umas com as outras e são fundamentais na mecânica do disco. Estas exibem alterações na organização, de acordo com as cargas mecânicas suportadas ou degeneração. Os núcleos de discos jovens e saudáveis são

constituídos por aproximadamente 90% de água, o restante sendo colágenos, proteoglicanos e materiais especializados que atraem água através de processos químicos. Os altos conteúdos hídricos dos núcleos os tornam resistentes à compressão. Mecanicamente os anéis atuam como molas (componentes que armazenam energia elástica), cujas tensões unem os corpos vertebrais aos núcleos, com estes agindo como rolamentos (componentes que possibilitam outros a rolar sobre eles), contendo substâncias gelatinosas incompressíveis. Durante a flexão e a extensão da coluna, os corpos vertebrais rolam sobre os núcleos, enquanto as articulações facetárias orientam os movimentos (Hall, 2009).

A compressão é o tipo mais comum de carregamento imposto à coluna vertebral. Quando um disco é sobrecarregado em compressão, tende simultaneamente a perder água e a absorver sódio e potássio até que sua concentração eletrolítica interna seja suficiente para prevenir qualquer perda adicional de água. Quando é alcançado esse equilíbrio químico, a pressão interna do disco é igual à pressão externa. Uma sobrecarga contínua por um período de várias horas resulta em ligeira redução adicional na hidratação do disco. Por essa razão, a coluna sofre uma diminuição na sua altura de até 2 cm no transcorrer de um dia, com cerca de 50% dessa perda ocorrendo durante os primeiros 30 min. Uma vez eliminada a pressão exercida sobre os discos, estes absorvem água rapidamente e seus volumes e suas alturas aumentam. Os discos dependem de movimentação mecânica para suprimento sanguíneo adequado. As mudanças posturais alteram a pressão discal causando influxo e efluxo de água, transportando nutrientes para dentro e removendo produtos de desgastes metabólicos. Lesões graves e envelhecimento reduzem irreversivelmente a capacidade dos discos absorverem água. Estudos de ressonâncias magnéticas mostram que as alterações degenerativas são mais comuns entre L5 e a primeira vértebra sacral (S1), com o disco estando sujeito ao máximo de tensão, em virtude de sua posição. Entretanto, o conteúdo líquido de todos os discos começa a diminuir por volta da segunda década de vida. Um disco geriátrico típico possui conteúdo líquido reduzido em aproximadamente 35%. Na medida em que ocorre essa alteração degenerativa haverá movimentos anormais entre os corpos vertebrais adjacentes. As cargas mecânicas suportadas por um disco envelhecido são menores, podendo ocorrer dor. Certos fatores também podem afetar a saúde discal, como por exemplo, postura, sobrecargas, obesidade, vibração, tabagismo e exposição alternante ao calor e ao frio. Conforme esquema da Fig. 2.7, quando a coluna se inclina, cargas de tração são geradas em um dos lados do disco e cargas de compressão no lado oposto (Hall, 2009).

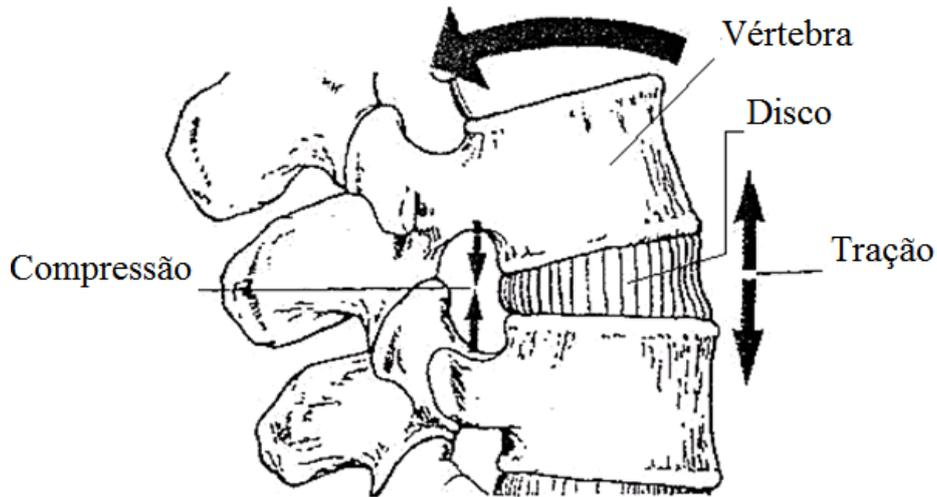


Figura 2.7 – Disco Intervertebral Durante Extensão da Coluna (Hall, 2009)

As medidas de pressão intradiscal nos núcleos pulposos estão em torno de 10 N/cm^2 antes de carregamentos. Essa pré-compressão dos discos é resultado das forças ligamentares. A Fig. 2.8 retrata discos intervertebrais humanos compostos de NP, núcleo pulposo, constituído por massa gelatinosa, e AF, anel fibroso, formando espessa cobertura ao redor do núcleo (Nordin e Frankel, 2003).

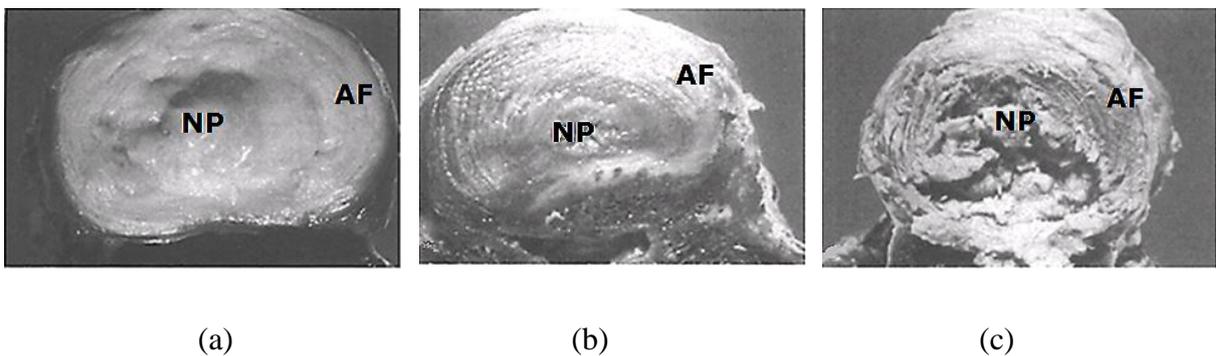


Figura 2.8 – Discos, (a) Jovem Normal, (b) Normal de Meia-Idade e (c) Severamente Degenerado (Nordin e Frankel, 2003)

A cartilagem possui a característica de perder fluido com a permanência do carregamento, portanto suas propriedades mecânicas, como todos os materiais biológicos, devem ser medidas após o equilíbrio, para o caso de estudos da estática. A Fig. 2.9 apresenta a curva tensão-deformação para cartilagem. Na parte linear do gráfico E atinge 16 MPa . Os valores são de equilíbrio, extraídos após 60 min de tensão constante (Wainwright et al., 1982).

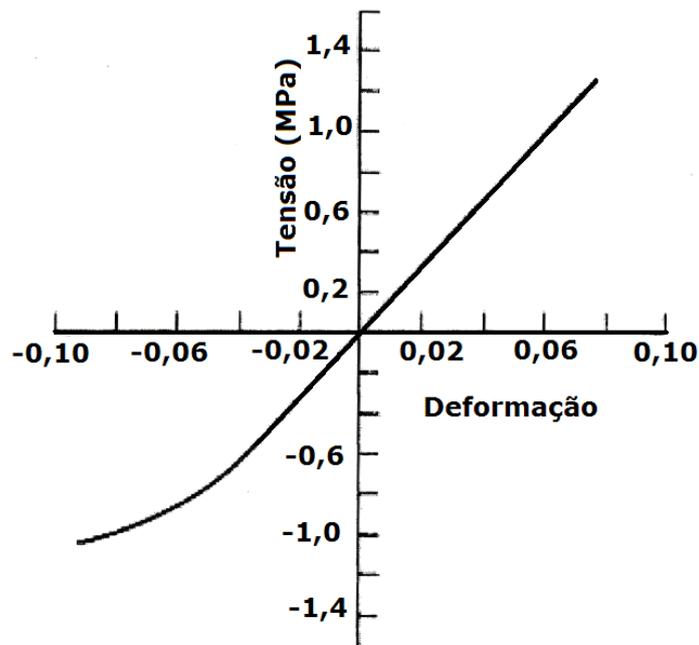


Figura 2.9 – Tensão-Deformação para Cartilagem (Wainwriht et al., 1982)

2.3.3 Ligamentos

Formando conexões entre ossos, os ligamentos atuam como restritores e condutores dos movimentos das articulações. São constituídos principalmente de fibras de colágeno do tipo I, formando um tecido de fibras geralmente paralelas. Aproximadamente 20% dos ligamentos são células e 80% matriz extracelular. Esta pode ser subdividida em torno de 30% de sólidos e 70% de água. O colágeno conta com um percentual acima de 70% na formação dos sólidos, a elastina conta com 1 a 2% e a substância de base constitui o percentual restante. A substância de base em ligamentos consiste de proteoglicanos, proteínas de plasma e pequenas moléculas, formando um material do tipo gel chamado matriz extrafibrilar (Cowin e Doty, 2007).

Como os demais tecidos conectivos, ligamentos possuem poucas células e muita matriz extracelular. Fibroblastos e fibrócitos correspondem a cerca de 90 a 95 % das células e os demais, 5 a 10 %, incluem condrócitos nos lugares onde o ligamento está sujeito à compressão. Fibroblastos produzem o colágeno e outras proteínas. Estas células são alongadas e ficam justapostas às fibras dos tecidos, na direção das fibras (Cowin e Doty, 2007).

Em tecidos recém-formados é alta a razão entre o número de células e a matriz extracelular. Com o tempo a razão vai diminuindo e os fibroblastos tornam-se mais espiralados. Em tecidos adultos a razão continua caindo e os fibroblastos se transformam em fibrócitos, os quais ocasionalmente voltam a se tornar fibroblastos. A rede celular é formada por pontes entre células no espaço intercelular, de modo similar ao osso e muitos tecidos. As redes possuem 32 ou 43 pontes de ligações intercelulares. Ligamentos são circundados por tecido denominado epiligamento ou fásia (Cowin e Doty, 2007).

Os ligamentos ajudam na sustentação da coluna, contribuindo para a estabilização intrínseca dos segmentos móveis, ou seja, a estabilização independente do sistema nervoso voluntário. Um comportamento quase perfeitamente elástico foi observado nos ligamentos amarelos, devido ao alto conteúdo de elastina em comparação ao de colágeno, 2:1. A tração neste ligamento, antes de carregamentos externos, é de aproximadamente 15 N, causando pré-compressão nos discos (Evans e Nachemson, 2004).

A Fig. 2.10 mostra esquematicamente segmento móvel lombar com suas devidas nomenclaturas.

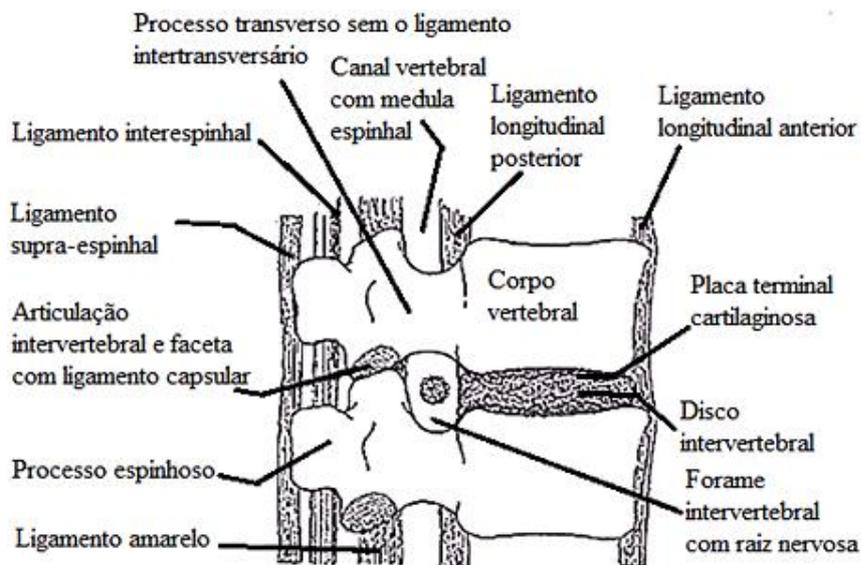


Figura 2.10 – Segmento Móvel Lombar (Nordin e Frankel, 2003)

Semelhantemente aos ossos, ligamentos são remodelados em respostas aos carregamentos impostos sobre eles. Eles são reforçados quando as tensões são crescentes e reduzidos quando estas diminuem. O treinamento físico aumenta a resistência dos corpos biológicos em geral.

Tais estruturas são remodeladas aumentando o número das moléculas de colágeno e das ligações por unidade de volume, em resposta à necessidade das cargas mecânicas, impostas continuamente. Após oito semanas de imobilização, ligamentos necessitam de doze meses de condicionamento para recuperarem suas características iniciais. A Fig. 2.11 apresenta resultado de teste de tração em ligamento amarelo humano, cuja composição está entre 60 a 70% de elastina. O corpo-de-prova precisou ser alongado aproximadamente 70% antes que apresentasse uma variação brusca de rigidez e subsequente ruptura. Portanto, conclui-se que as propriedades mecânicas dos ligamentos dependem dos percentuais de elastina e colágeno (Cowin e Doty, 2007).

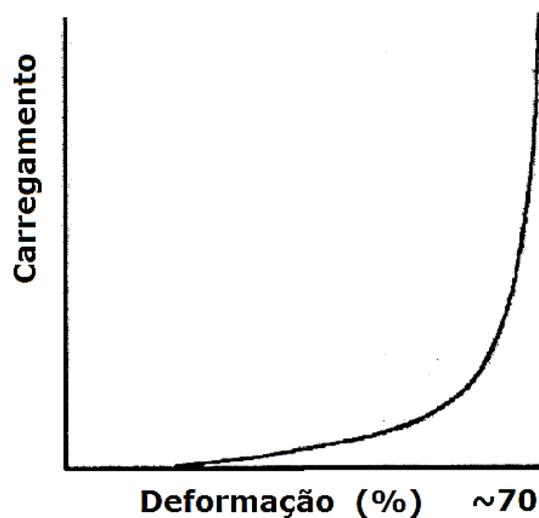


Figura 2.11– Carregamento-Alongamento Percentual (Cowin e Doty, 2007)

2.3.4 Vértébras

As vértebras são constituídas majoritariamente por ossos. Estes são tecidos conectivos formados por células e seus produtos, fibras de matriz orgânica extracelular e substâncias de base. Os ossos destacam-se por seu alto teor de material inorgânico constituído de sais minerais que se combinam com a matriz orgânica. Sua porção inorgânica consiste principalmente de pequenos cristais contendo em sua composição cálcio, fósforo, oxigênio e hidrogênio, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Estes minerais representam 60 a 70% do peso do osso e são responsáveis por sua consistência sólida. A água participa com 5 a 8% e a matriz orgânica compõe o restante do tecido. Os minerais ósseos são fixados em fibras de colágeno, principalmente do tipo I, orientadas de formas variadas. Estas fibras são fortes, flexíveis, e têm pouca extensibilidade. O colágeno compõe aproximadamente 90% da matriz extracelular

e conta com 25 a 30% do peso do osso. A substância gelatinosa de base, envolvendo as fibras de colágeno mineralizadas, é constituída principalmente de glicosaminoglicanos, na maioria proteoglicanos. A unidade estrutural fundamental do osso é o sistema haversiano, Fig. 2.12, que consiste de uma série de camadas de matriz mineralizada em volta de um canal central denominado canal haversiano, contendo vasos e fibras nervosas (Nordin e Frankel, 2003).

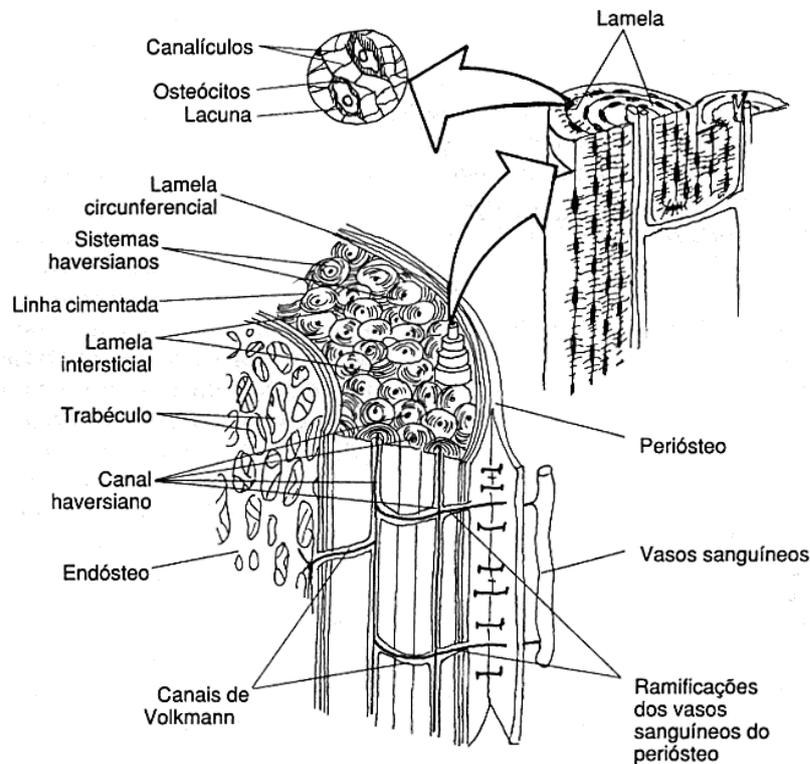


Figura 2.12 – Osso Longo sem Medula (Nordin e Frankel, 2003)

Os ossos são constituídos por dois tipos de tecidos: cortical e trabecular. O osso cortical constitui o tecido externo, com porosidade microscópica. O osso trabecular constitui o tecido interno, com porosidade macroscópica e seus espaços preenchidos com medula vermelha, não contendo canais haversianos completos. As superfícies externas e internas dos ossos são recobertas por membranas conjuntivas, o periosteio e o endosteio, respectivamente. O periosteio é mais celular e vascularizado internamente, unindo suas densas fibras às do osso. O endosteio contém os osteoblastos e os osteoclastos que são importantes na absorção óssea, sendo constituído por delgada lâmina de tecido conjuntivo frouxo. O periosteio e o endosteio protegem e nutrem o tecido ósseo, pois seus vasos penetram nos ossos pelos canais de Volkmann. Entre as lamelas de cada sistema estão cavidades conhecidas como lacunas, contendo uma célula óssea, o osteócito. Canalículos conectam os osteócitos ao canal

haversiano, viabilizando a nutrição. As células ósseas podem ser subdivididas conforme abaixo (Nordin e Frankel, 2003):

- a) Osteoblastos. Responsáveis pela formação óssea e com geometria variável, geralmente possuem um grande e único núcleo. Contém a enzima fosfatase alcalina sugerindo que ela se relacione com a calcificação do osso.
- b) Osteócitos. São osteoblastos que ficam presos na matriz óssea, contendo glicogênio, gotículas gordurosas em seu citoplasma e canaliculos para manter a comunicação e prover trocas metabólicas entre os osteócitos e a corrente sanguínea.
- c) Osteoclastos. Células grandes, multinucleadas, situadas na superfície óssea e responsáveis pela absorção óssea.

A Fig. 2.13 apresenta as curvas de tensão-deformação para ossos conforme suas respectivas massas específicas ρ .

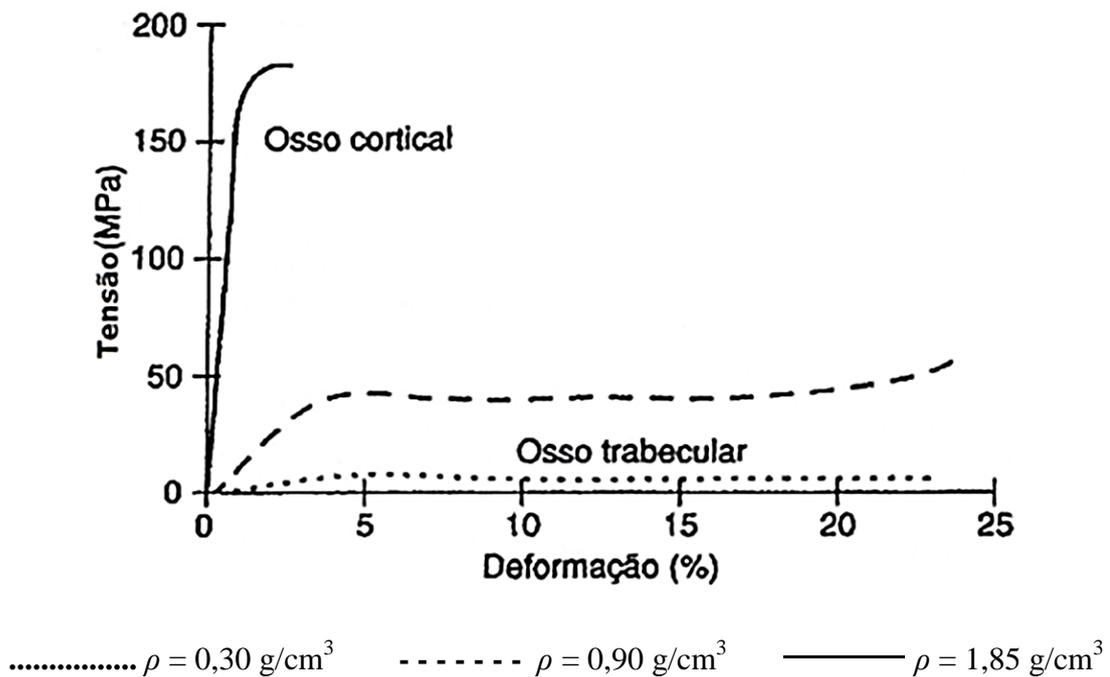


Figura 2.13 – Tensão-Deformação em Ossos (Nordin e Frankel, 2003)

Uma vértebra lombar saudável, Fig. 2.14, consiste de corpo vertebral, arco neural e vários processos. Os corpos vertebrais são os responsáveis pela sustentação da maior parte das cargas mecânicas. Os arcos protegem a medula espinhal e os vasos sanguíneos locais. Os processos espinhosos e transversos funcionam como alavancas para os músculos (Hall, 2009).

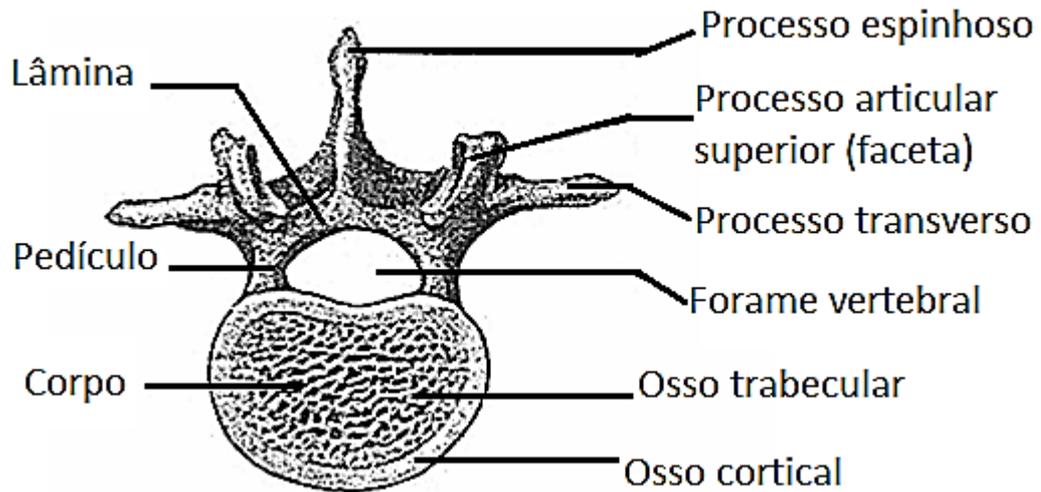


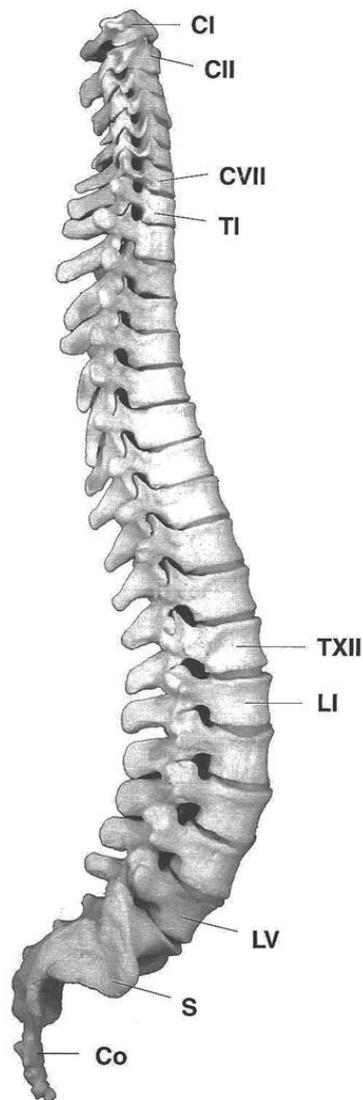
Figura 2.14 – Vértebra Lombar Típica (Hall, 2009) – Adaptado

A observação do corpo vertebral, Fig. 2.14, revela as regiões internas constituídas de osso trabecular e as espessuras externas constituídas de osso cortical. Os processos articulares funcionam como articulações posteriores para a flexão e a extensão da coluna, limitando as rotações e cisalhamentos.

2.3.5 Biomecânica da Coluna

A coluna vertebral é um complexo de atividades mecânicas, neurais e vasculares do corpo humano, o qual pode suportar cargas mecânicas fisiologicamente admissíveis em todas as direções. Constituída por trinta e três vértebras divididas em cinco regiões, de cima para baixo, sete cervicais, doze torácicas, cinco lombares, cinco sacrais fundidas e quatro pequenas coccígeas fundidas. Pode haver uma vértebra extra na região lombar. A unidade móvel da coluna é denominada segmento móvel, formado por duas vértebras adjacentes e os tecidos moles entre elas. Os discos e os ligamentos são responsáveis pela estabilização intrínseca, necessária à coluna para seu funcionamento e equilíbrio (Nordin e Frankel, 2003).

Na Fig. 2.15, ossos e discos da coluna são mostrados com suas curvaturas normais, as quais cooperam na distribuição de esforços entre ela e os tecidos moles adjacentes (Hall, 2009).



C: Vértebras cervicais. CI: Atlas. CII: Áxis. CVII: Sétima vértebra cervical.

T: Vértebras torácicas. TI: Primeira vértebra torácica.

TXII: Décima segunda vértebra torácica. L: Vértebras lombares.

LI: Primeira vértebra lombar. LV: Quinta vértebra lombar. S: Sacro. Co: Cóccix.

Figura 2.15 – Coluna Vertebral (Hall, 2009)

Quando o corpo humano se encontra na postura levantado firme o principal carregamento que age sobre a coluna vertebral é o compressivo.

A Tab. 2.1 compara o carregamento durante a postura levantado firme com as demais posturas (Hall, 2009).

Tabela 2.1 – Carregamentos Sobre a Terceira Vértebra Lombar (L3) (Hall, 2009)

POSTURAS	PERCENTUAL DE CARGA MECÂNICA
Sentado relaxado	190%
30° de flexão anterior	152%
Sentado firme	143%
Levantado firme	100%
Deitado relaxado	23%

A pressão intra-abdominal é um mecanismo que pode contribuir para o alívio da coluna vertebral, sendo criada dentro da cavidade abdominal por uma contração coordenada do diafragma, músculos abdominais transversos e músculos pélvicos de base. Isto cria forças de tração na coluna que diminuem as forças de compressão nos discos lombares de 10 a 40%. Como o abdominal transversal é orientado horizontalmente, ele cria compressão e aumento de pressão intra-abdominal, sem gerar flexão na coluna. Na medida em que a musculatura abdominal se contrai, a pressão intra-abdominal aumenta e converte o abdômen em um cilindro rígido, que aumenta o suporte dado à coluna vertebral (Nordin e Frankel, 2003).

Seguindo da região cervical em direção à região lombar, existe um aumento progressivo no tamanho das vértebras. Essa característica desempenha uma função mecânica porque, quando o corpo humano fica na posição ereta, cada vértebra terá que sustentar o peso não apenas dos braços e da cabeça, mas também de todo o tronco posicionado acima dela. As maiores áreas superficiais das vértebras lombares reduzem suas tensões e as de seus respectivos discos. Os tamanhos e angulações dos processos vertebrais variam através de toda a coluna. Isso modifica a orientação das articulações facetárias que limitam as amplitudes de movimentos nas diferentes regiões vertebrais. Elas também ajudam na sustentação das cargas mecânicas. As articulações facetárias e os discos são responsáveis por aproximadamente 80% da capacidade da coluna de resistir à torção e ao cisalhamento, com metade dessa contribuição sendo feita pelas articulações facetárias, as quais sustentam também cerca de 30% das cargas compressivas, aumentando durante a hiperextensão. As forças de contato nas articulações facetárias são maiores em L5-S1 e estão representadas em vermelho na Fig. 2.16 durante hiperextensão da coluna lombar (Hall, 2009).



Figura 2.16 – Hiperextensão Comprimindo Articulações Facetárias (Hall, 2009)

Por causa das diferentes geometrias e propriedades mecânicas, e também devido às costelas, são permitidos graus variáveis de movimento entre vértebras do mesmo indivíduo e de indivíduos diferentes. A Fig. 2.17a apresenta radiografia anteroposterior da coluna lombar com pequenas curvaturas, e a Fig. 2.17b mostra radiografia lateral com variações geométricas nos corpos vertebrais, ambas normais em pessoas saudáveis (Nordin e Frankel, 2003).



(a)



(b)

Figura 2.17 – Radiografia da Coluna Lombar (Nordin e Frankel, 2003)

A coluna possibilita a mobilidade nos três planos coordenados. No entanto, os movimentos vertebrais, na maioria das vezes, envolvem vários segmentos móveis, por ser pequena a movimentação em cada um deles. Algumas das anomalias que prejudicam os movimentos normais da coluna estão retratadas pela Fig. 2.18 (Hall, 2009).

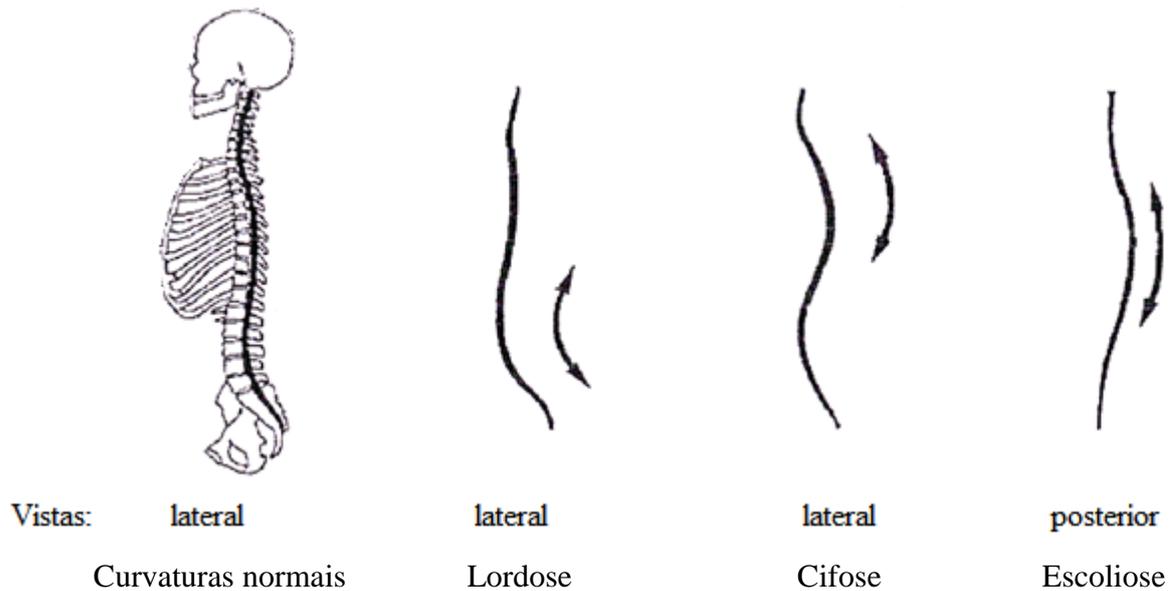


Figura 2.18 – Curvaturas da Coluna (Hall, 2009)

2.4 Simulações de Estruturas Biológicas

2.4.1 Transformação da Imagem Médica Digitalizada em Modelos Biomecânicos

Simulações computacionais relacionadas ao corpo humano têm sido desenvolvidas com a finalidade de melhorar a compreensão acerca do membro focalizado e auxiliar na prevenção e tratamento de doenças. Programas para reconhecimento e segmentação de imagem médica digitalizada, modelagem de volumes e análise por elementos finitos são utilizados no caso de modelos criados originalmente a partir de ressonâncias magnéticas, tomografias computadorizadas e digitalização tridimensional de modelos materiais. A Fig. 2.19 mostra a sequência de criação de tais modelos. A desvantagem dessa técnica é que tecidos semelhantes unidos não são bem definidos quanto à geometria dos contornos, por não apresentarem contraste suficiente.

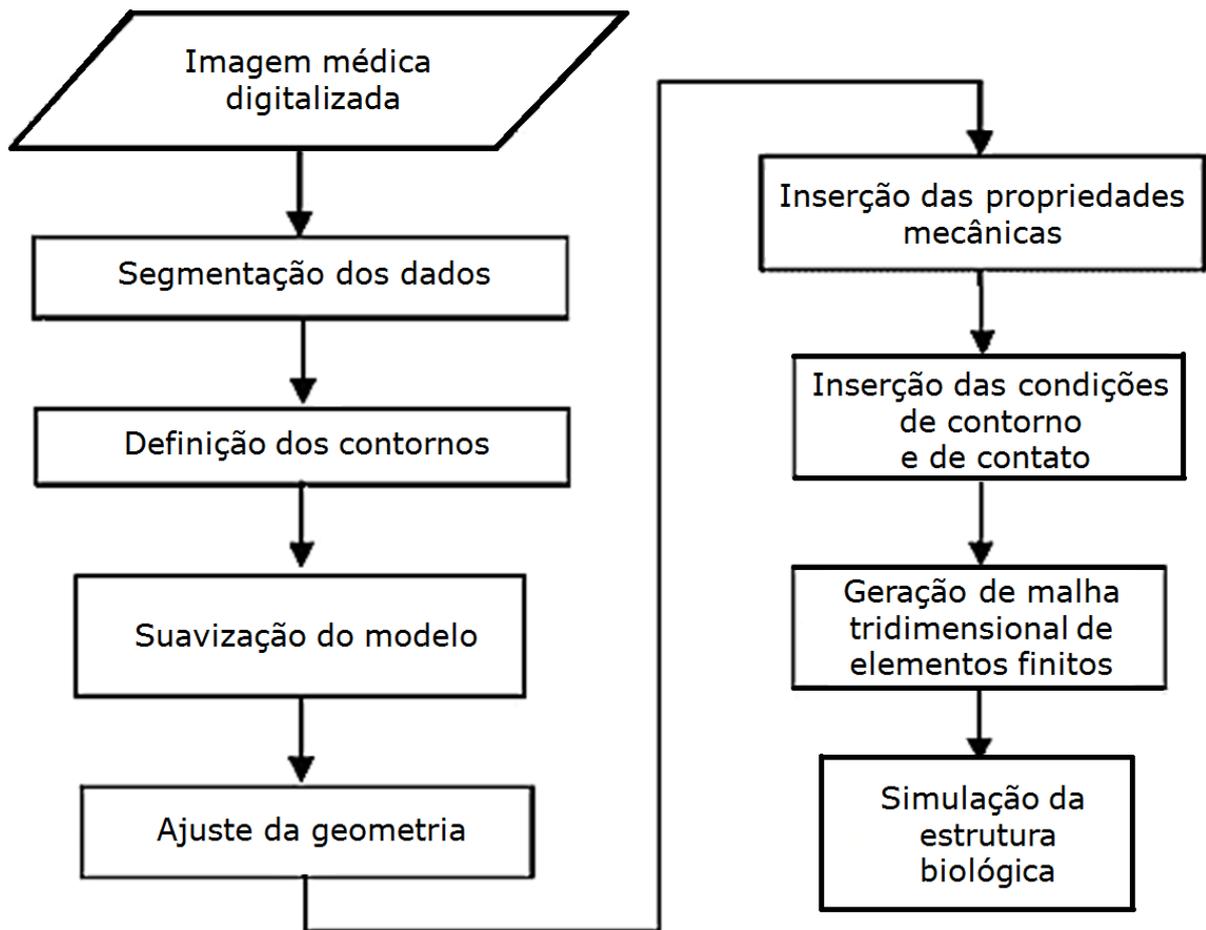


Figura 2.19 – Simulação de Estrutura Biológica a Partir de Imagem Médica Digitalizada

Nos próximos tópicos são mostrados, resumidamente, modelos computacionais relacionados à coluna lombar, para fins de contextualização e fonte suplementar de dados.

2.4.2 Influência da Rigidez Ligamentar no Comportamento Mecânico do Segmento Móvel (Zander et al., 2004)

Os autores avaliaram a influência da rigidez dos ligamentos no comportamento mecânico do segmento móvel. Verificaram que os valores obtidos experimentalmente variam na literatura, fato que pode ser constatado pelos gráficos mostrados na Fig. 2.20, os quais se referem ao ligamento longitudinal anterior.

O modelo não-linear foi carregado com momentos de 7,5 e 15,0 Nm, para representar a extensão, flexão, dobramento lateral e rotação da coluna lombar. As não-linearidades do modelo são as propriedades mecânicas não-lineares dos ligamentos e as grandes deformações dos tecidos moles.

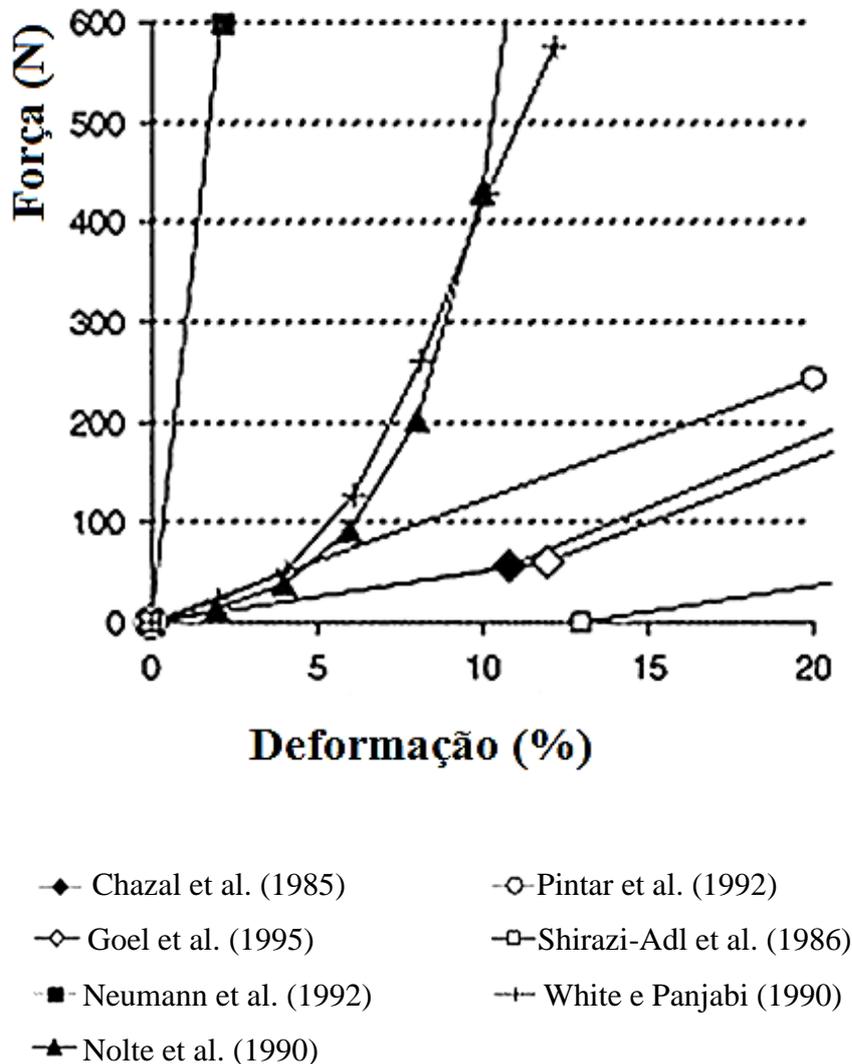
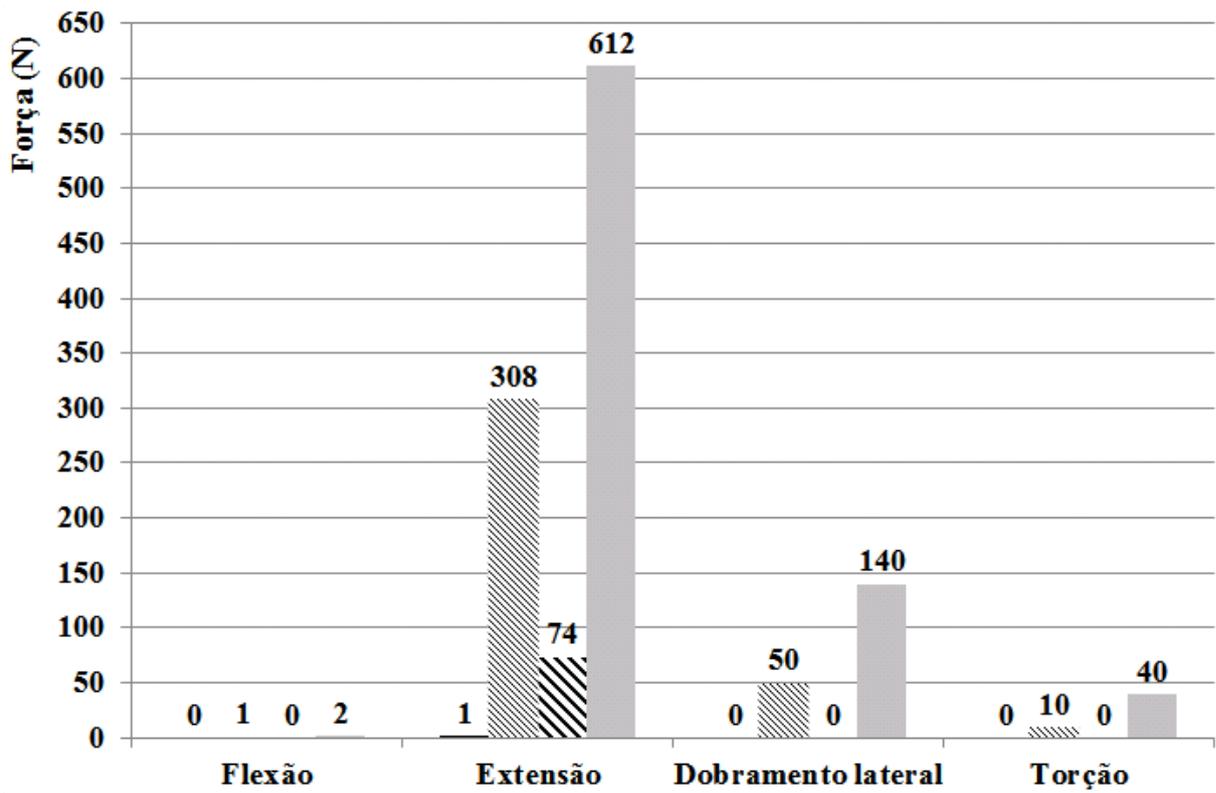
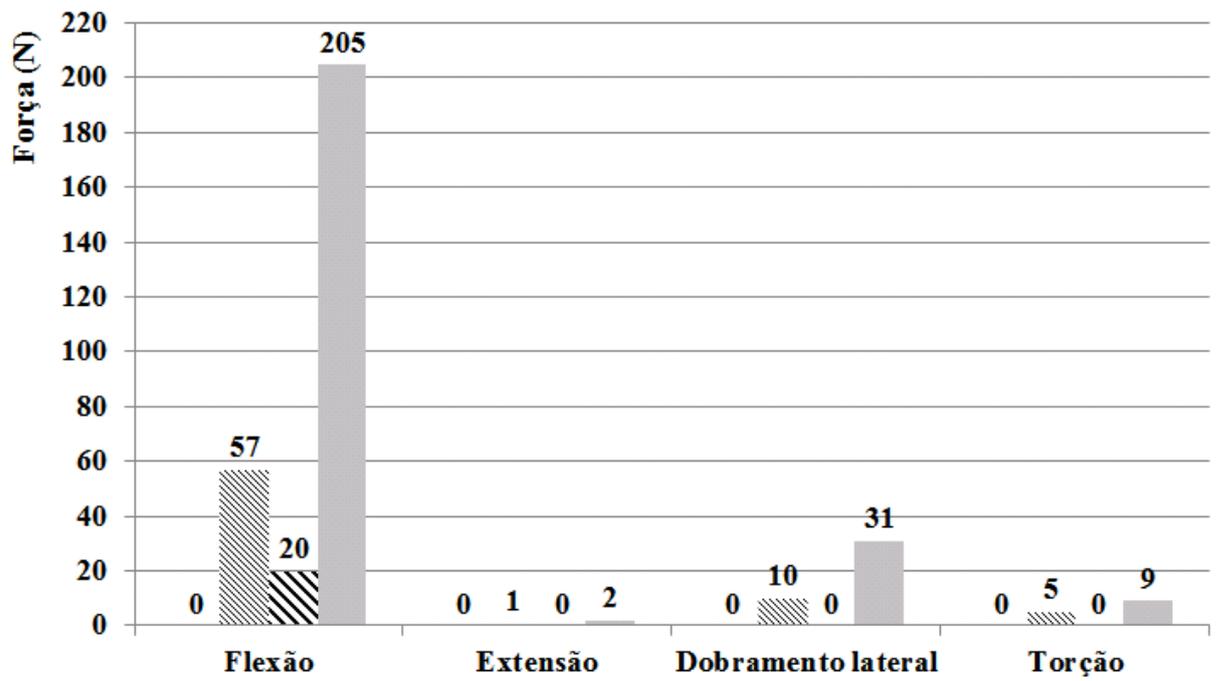


Figura 2.20 – Curvas do Tipo Força-Deformação para Ligamento Longitudinal Anterior
(Zander et al., 2004)

O modelo para o segmento móvel L3-L4, desenvolvido por Zander et al. (2004), foi constituído por malha com 3000 elementos finitos tridimensionais. Os resultados estão registrados nos gráficos das Fig. 2.21 a 2.24 para os sete tipos de ligamentos vertebrais entre L3 e L4, nos diferentes carregamentos.



(a)

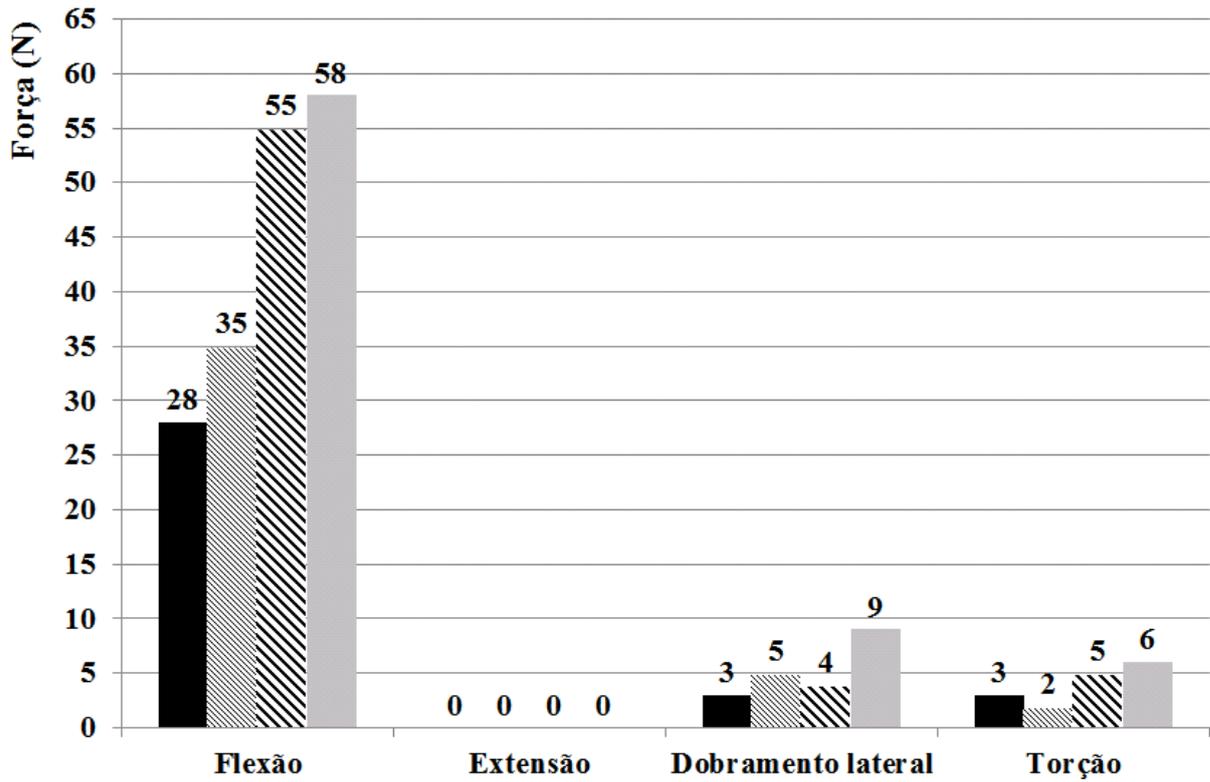


■ 7,5 Nm ligamentos com rigidez mais baixa ▨ 7,5 Nm ligamentos com rigidez mais alta
 ▩ 15 Nm ligamentos com rigidez mais baixa ■ 15 Nm ligamentos com rigidez mais alta

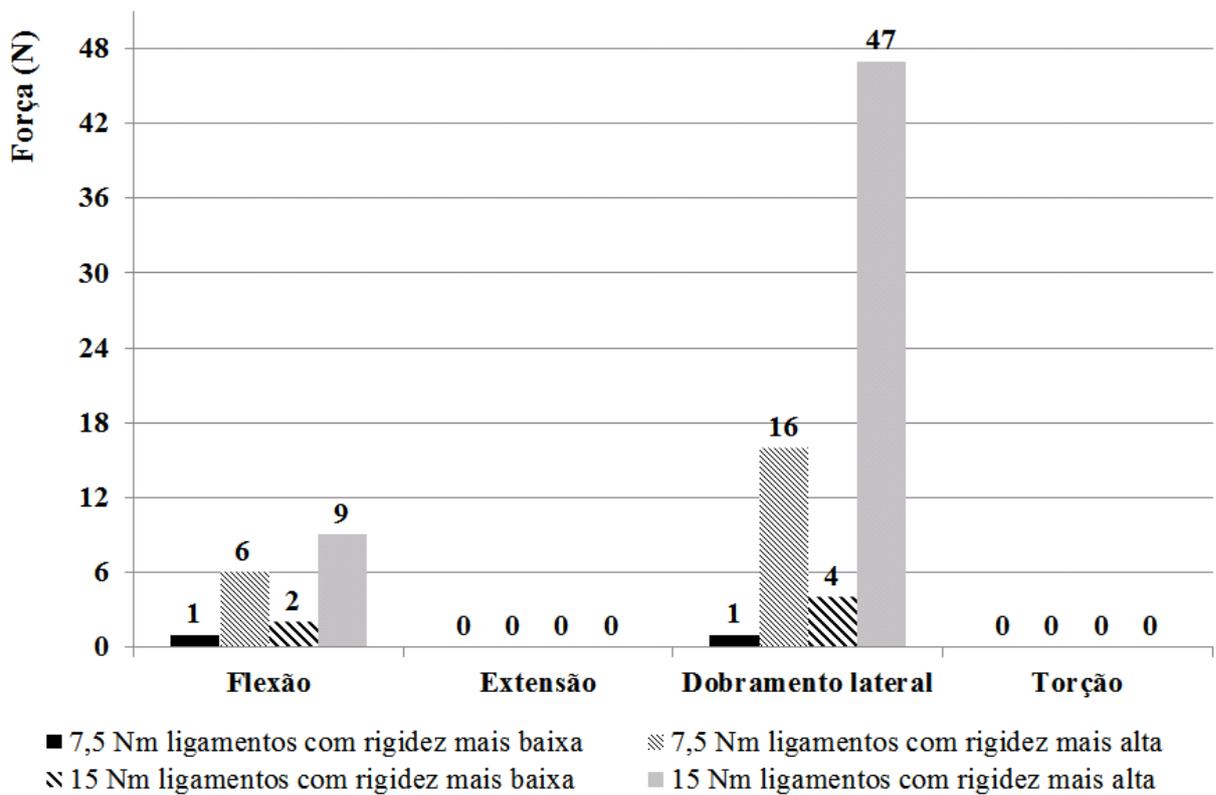
(b)

Figura 2.21 – Forças nos Ligamentos Longitudinais, (a) Anterior e (b) Posterior

(Zander et al., 2004) – Adaptados



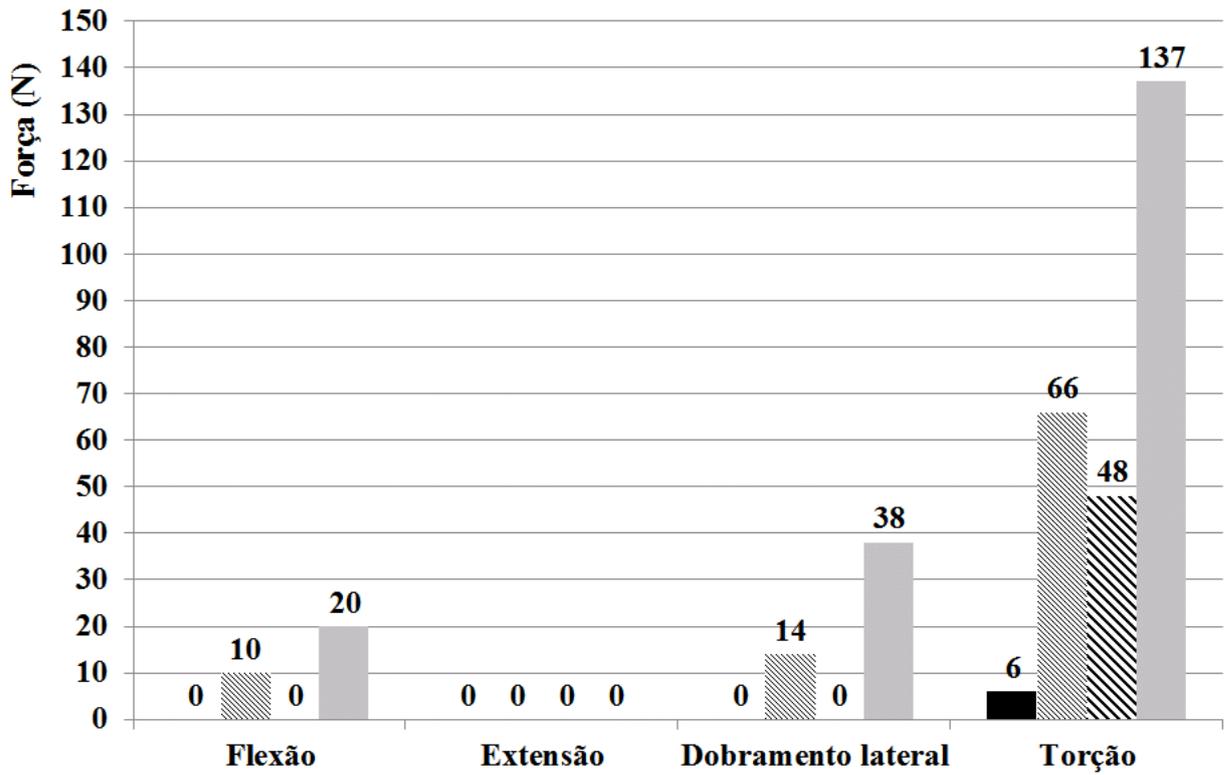
(a)



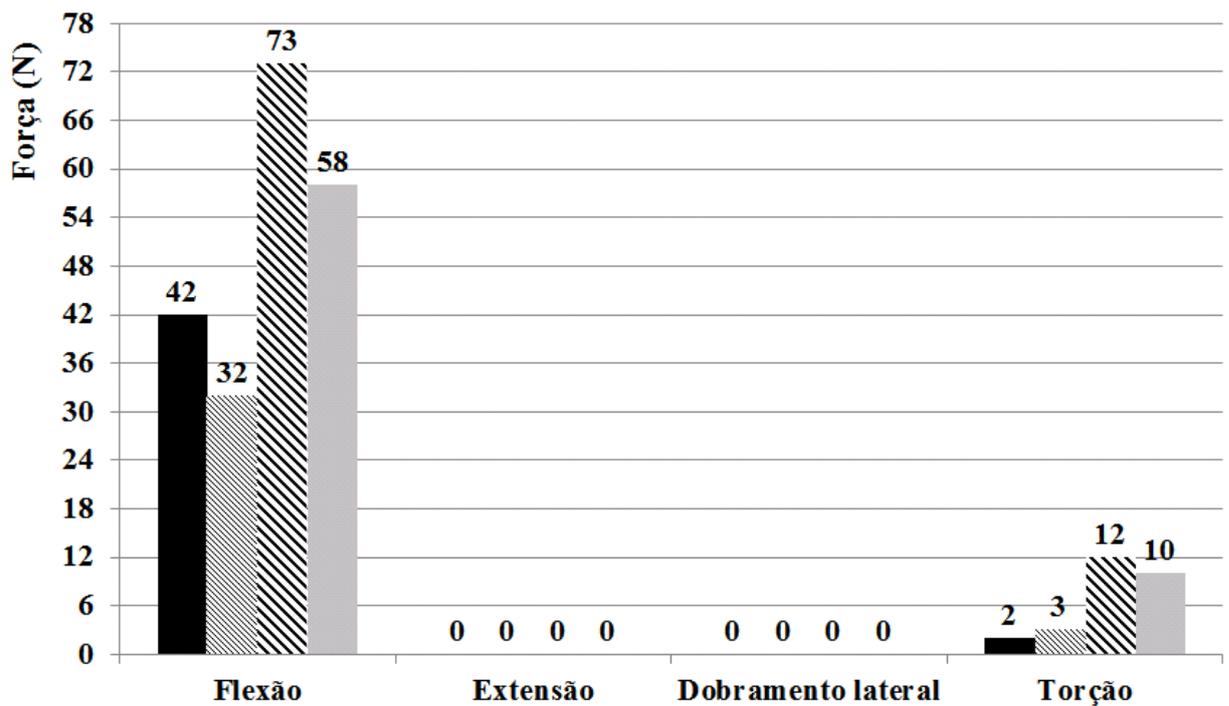
(b)

Figura 2.22 – Forças nos Ligamentos, (a) Amarelos e (b) Intertransversários

(Zander et al., 2004) – Adaptados



(a)



■ 7,5 Nm ligamentos com rigidez mais baixa ▨ 7,5 Nm ligamentos com rigidez mais alta
 ▩ 15 Nm ligamentos com rigidez mais baixa ■ 15 Nm ligamentos com rigidez mais alta

(b)

Figura 2.23 – Forças nos Ligamentos, (a) Capsulares e (b) Interespinais

(Zander et al., 2004) – Adaptados

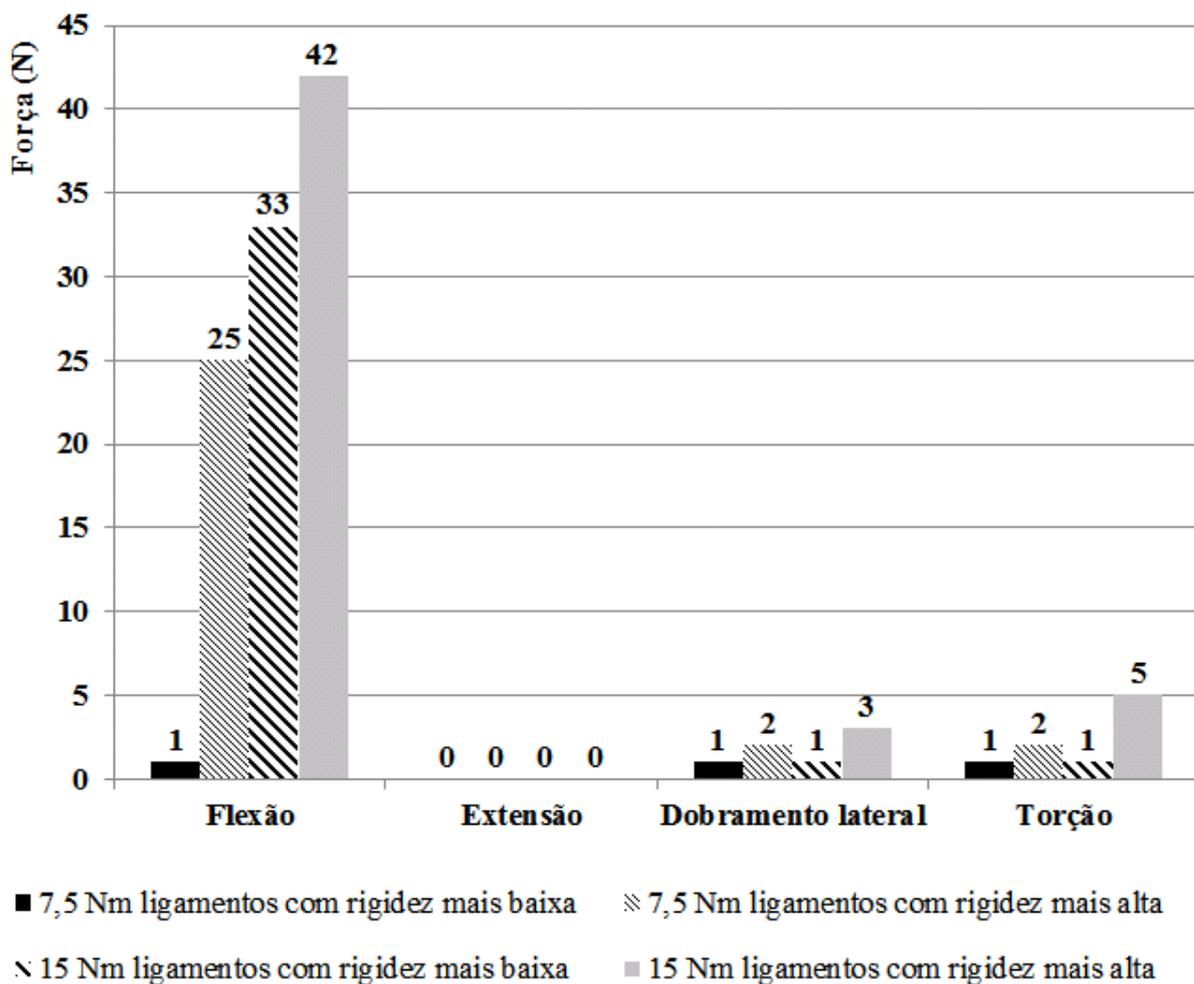


Figura 2.24 – Forças no Ligamento, Supra-Espinhal (Zander et al., 2004) – Adaptado

A pesquisa de Zander et al. (2004) difere do presente trabalho pelos seguintes motivos:

- Somente o segmento L3-L4 foi simulado.
- O nível de detalhamento nos desenhos ainda é pequeno.
- Os ligamentos foram representados por cabos.
- O modelo foi carregado com 7,5 e 15,0 Nm.

2.4.3 Estudo da Influência da Degeneração do Disco no Comportamento de um Segmento Móvel Lombar, Utilizando o Método dos Elementos Finitos (Rohmann et al., 2006)

A fim de estudar a influência da degeneração do disco na estrutura do segmento móvel, os autores construíram modelos tridimensionais não-lineares de elementos finitos do segmento L3-L4.

Os modelos consistiram de aproximadamente 11368 elementos tridimensionais para vértebras e anéis, 450 elementos hidrostáticos para núcleos e 105 elementos do tipo mola para os ligamentos. As não-linearidades ocorreram devido aos elementos finitos do tipo mola não-lineares, tração somente, e às grandes deformações dos tecidos moles.

Diferentes tipos de degenerações do disco foram analisados, através da variação na altura do disco e no módulo de Bulk do núcleo pulposo. Os modelos foram carregados com momentos de 10 Nm em flexão, extensão, dobramento lateral e torção.

A Tab. 2.2 exhibe as propriedades utilizadas para os elementos ósseos neste estudo específico.

Tabela 2.2 – Propriedades Mecânicas de Elementos Ósseos (Rohlmann et al., 2006)

OSSOS	<i>E</i> (MPa)	Coeficiente de Poisson ν
Corticais	10000	0,300
Posteriores	3500	0,250
Trabeculares transversalmente isotrópicos	140 a 200	0,315 a 0,450

Além do disco saudável, três diferentes tipos de degenerações foram estudados: suave, moderado e severo. Comparados com o disco saudável, os discos degenerados suavemente, moderadamente e severamente tiveram suas alturas reduzidas em 20%, 40% e 60%, respectivamente.

A Fig. 2.25a apresenta as máximas tensões equivalentes de von Mises no anel, na aplicação de 10 Nm em flexão, extensão, dobramento lateral e torção, para diferentes tipos de degenerações do disco.

A Fig. 2.25b exhibe as forças nas articulações facetárias, na aplicação de 10 Nm em extensão, dobramento lateral e torção, para diferentes tipos de degenerações do disco. Para torção são mostradas as forças na articulação facetária contrarrotacional.

A Fig. 2.26 exhibe a movimentação intersegmental na aplicação de 10 Nm para diferentes tipos de degenerações do disco e a Fig. 2.27 relaciona a movimentação com o momento.

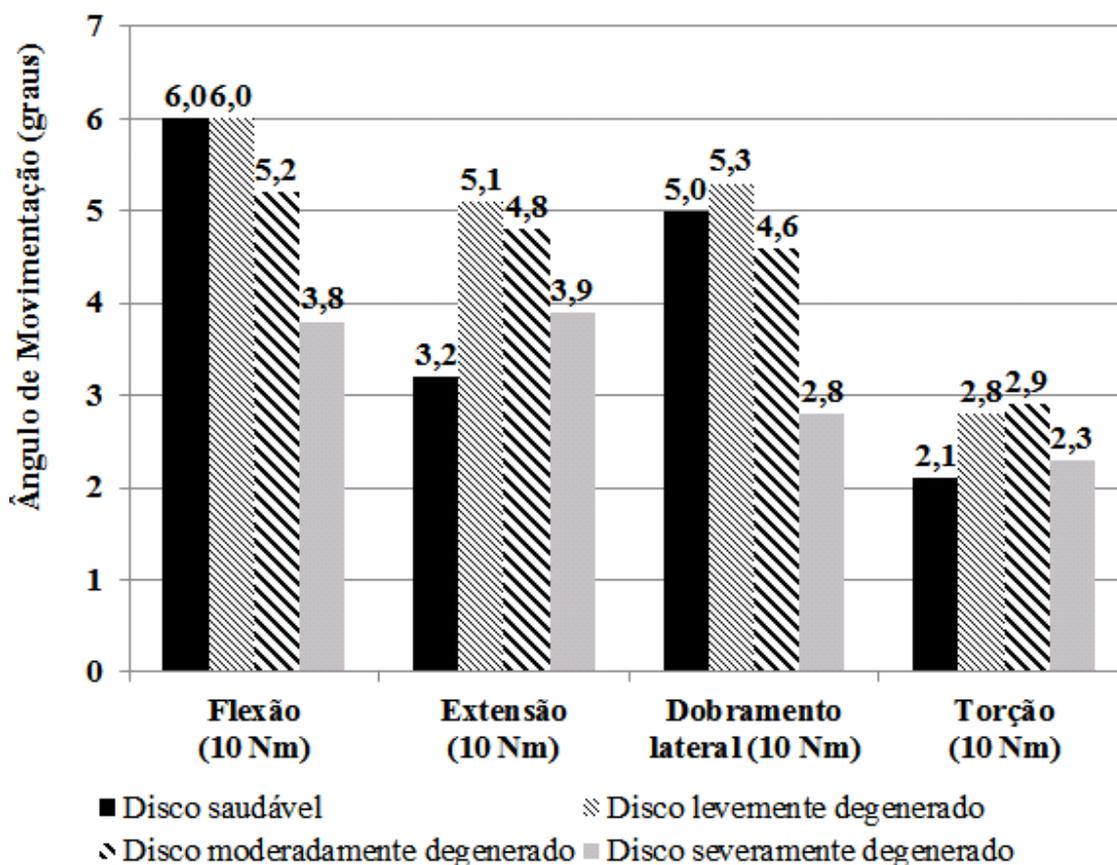


Figura 2.26 – Movimentação Intersegmental (Rohlmann et al., 2006) – Adaptado

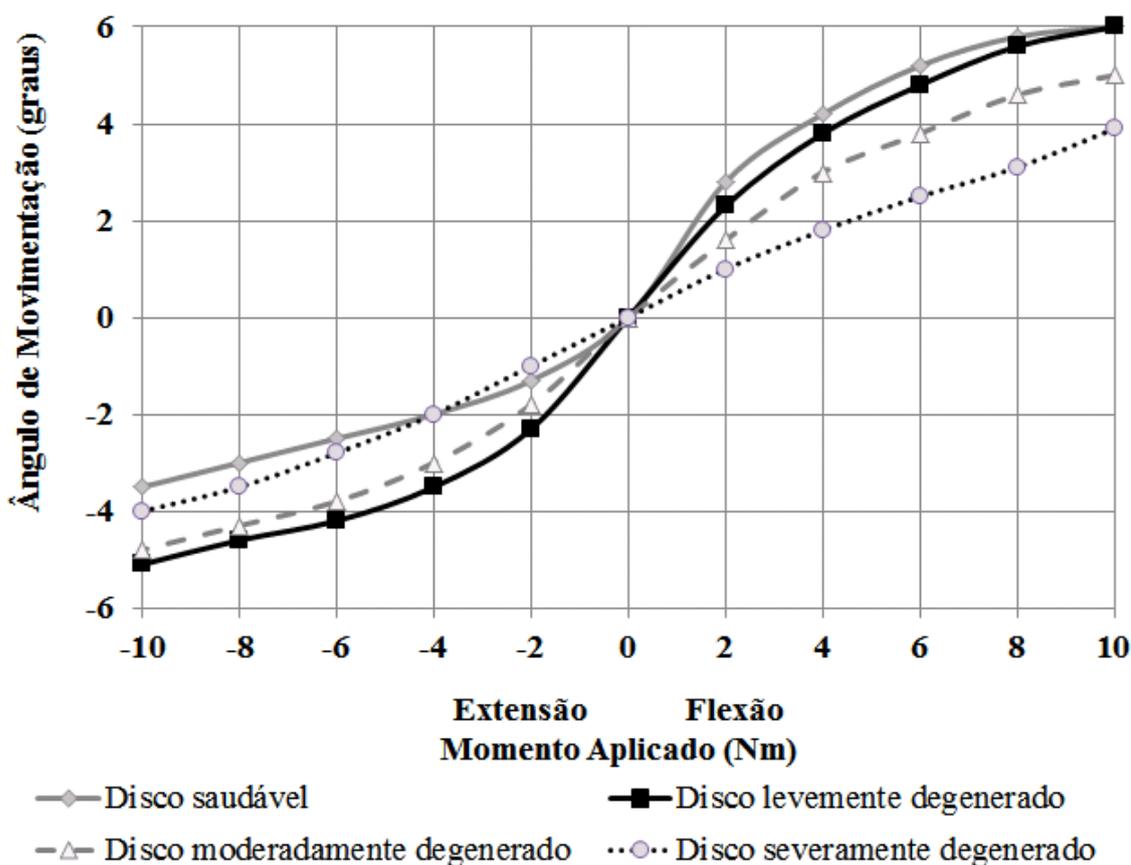


Figura 2.27 – Curvas do Tipo Ângulo-Momento (Rohlmann et al., 2006) – Adaptado

A Fig. 2.28 exibe as forças nos ligamentos, supra-espinal, interespinhais, amarelos, longitudinal posterior e intertransversários, na aplicação de 10 Nm em flexão, para diferentes tipos de degenerações do disco.

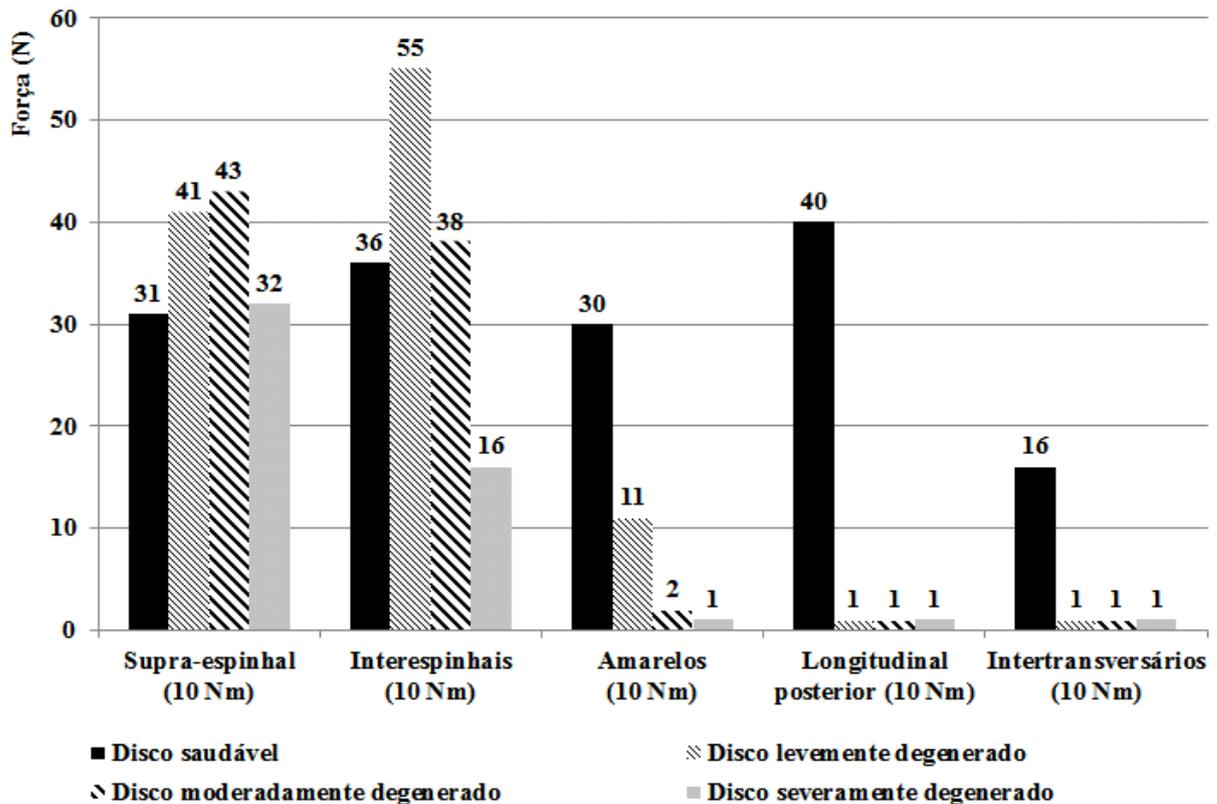


Figura 2.28 – Forças nos Ligamentos em Flexão (Rohlmann et al., 2006) – Adaptado

A pesquisa de Rohlmann et al. (2006) contribuiu na:

- Verificação dos comportamentos mecânicos de discos degenerados.
- Constatação dos carregamentos de 10 Nm como fisiologicamente admissíveis.
- Visualização das formas aproximadas das vértebras e discos.

2.4.4 Estudo por Elementos Finitos da Coluna Lombar com um Novo Tipo de Fixador, Utilizando um Método de Otimização Topológica (Zhong et al., 2006)

O propósito deste estudo foi projetar um novo prendedor e avaliar sua função estrutural através do método dos elementos finitos, empregando otimização topológica. Assim, as distribuições de tensões foram analisadas no modelo representativo da coluna lombar de L1 a L3 com o novo prendedor montado.

Nos estudos com elementos finitos foi utilizado o programa Ansys™ versão 6.0 (Ansys Inc., 2005a). Condições de carregamento de 10 Nm em flexão, extensão, dobramento lateral e torção, respectivamente, foram impostas na superfície superior do corpo vertebral de L1.

A base do corpo vertebral L3 foi fixada em todos os graus de liberdade. Os tipos de elementos finitos empregados nos modelos estão declarados na Tab. 2.3.

Tabela 2.3 – Elementos Finitos Utilizados (Zhong et al., 2006)

COMPONENTES	SUBDIVISÕES	ELEMENTOS
Discos	Substância de base; Núcleos pulposos	20-Node Solid 95
Ligamentos	Longitudinal anterior; Longitudinal posterior; Intertransversários; Amarelos; Interespinhais; Supra-espinhal; Capsulares	2-Node Link 10
Órteses	Barras e parafusos	2-Node Beam 188
Prendedores	Prendedores	20-Node Solid 95
	Superfícies de contato dos prendedores	8-Node Contact 174
	Superfícies em contato com os prendedores	Target 170
Superfícies das articulações facetárias	Superiores	8-Node Contact 174
	Inferiores	Target 170
Vértebras	Ossos corticais, trabeculares e posteriores	20-Node Solid 95

Foram construídos modelos para a coluna lombar intacta, para a coluna com os prendedores antigos denominados RF duplos e para a coluna com os novos prendedores duplos.

O modelo de elementos finitos representativo da coluna lombar intacta, criado por Zhong et al. (2006), conteve as vértebras de L1 a L3, os discos e os ligamentos dos ossos posteriores, sendo estes últimos representados por cabos.

As propriedades mecânicas utilizadas no modelo e as áreas transversais *A* dos ligamentos estão declaradas na Tab. 2.4.

Tabela 2.4 – Propriedades Mecânicas Utilizadas (Goel et al., 1995; Wu e Yao, 1967)

MATERIAIS	E (MPa)	ν	A (mm ²)
Órteses (liga de titânio)			
Barras e parafusos	110000,0	0,280	–
Prendedores	110000,0	0,280	–
Ossos			
Corticais	12000,0	0,300	–
Posteriores	3500,0	0,250	–
Trabeculares	100,0	0,200	–
Ligamentos			
Intertransversários	58,7	–	4
Capsulares	32,9	–	60
Longitudinal anterior	20,0	–	64
Longitudinal posterior	20,0	–	20
Amarelos	19,5	–	40
Supra-espinhal	15,0	–	30
Interespinhais	11,6	–	40
Placas terminais cartilaginosas			
Superiores e inferiores	24,0	0,400	–
Discos			
Substância de base	4,2	0,450	–
Núcleos pulposos	1,0	0,499	–

O modelo de elementos finitos estimou que o novo prendedor não somente reduziria 36% do volume do atual prendedor RF, mas também é similar em faixa de movimento e tensão no disco adjacente. Com isso, o projeto do novo prendedor proporcionou um aumento no espaço destinado ao enxerto ósseo e economizou material para fabricação de prendedores.

As tensões no novo prendedor são maiores, aspecto que precisa ser revisado com cuidado, levando também em consideração as cargas dinâmicas que podem causar fadiga. Falhas em prendedores podem causar dores, paralisias, e até óbitos.

Esta pesquisa contribuiu para o presente trabalho na definição de:

- a) Propriedades mecânicas com ν igual a 0,200 e 0,300 para ossos trabeculares e corticais, respectivamente, e nos núcleos e placas 0,499 e 0,400, respectivamente.
- b) Carregamento fisiologicamente admissível de 10 Nm.
- c) Fixações na base do modelo em todos os graus de liberdade.

2.4.5 Estudo Biomecânico da Coluna Lombar com um Dispositivo de Estabilização Dinâmica, Utilizando o Método dos Elementos Finitos. (Shin et al., 2007)

Os autores desenvolveram modelos de elementos finitos representativos da coluna lombar com o objetivo de estudar a resistência de um dispositivo de estabilização dinâmica. A coluna vertebral pode ser estabilizada através de fixadores posteriores que fazem a conexão entre vértebras adjacentes por meio de peças rígidas. A estabilização dinâmica melhora esta condição substituindo as peças rígidas por peças elásticas.

Os segmentos de L2 a L5 foram utilizados na investigação do efeito da estabilização dinâmica e sua influência na mobilidade dos segmentos intervertebrais adjacentes. Três modelos representativos da coluna lombar foram analisados e comparados:

- a) Coluna lombar com os discos intactos, utilizada como referência.
- b) Coluna lombar fundida, com dispositivo de fixação, após facetectomia e total laminectomia.
- c) Coluna lombar estabilizada com um dispositivo de estabilização dinâmica após facetectomia e total laminectomia.

A faixa de movimento e a pressão no disco foram examinadas em L3-L4 e nos segmentos adjacentes, para determinar a influência do implante nos segmentos adjacentes e os resultados foram os seguintes:

- a) No caso do modelo representativo da coluna lombar estabilizada dinamicamente, a faixa de movimento foi maior do que no modelo representativo da coluna lombar fundida, mas similar ao valor encontrado no modelo representativo da coluna lombar intacta.
- b) A pressão intradiscal nos segmentos adjacentes, no modelo representativo da coluna lombar fundida, foi maior do que no modelo representativo da coluna lombar intacta; mas a pressão intradiscal no modelo representativo da coluna lombar estabilizada dinamicamente foi similar ao valor encontrado no modelo representativo da coluna lombar intacta.

- c) O dispositivo de estabilização dinâmica fez com que o modelo representativo da coluna lombar estabilizada ficasse mais parecido com o modelo representativo da coluna lombar intacta, tendo forças de 10 a 15 N/mm.
- d) Os resultados indicaram que os dispositivos de estabilização dinâmica restauram a funcionalidade da coluna lombar quase como se ela estivesse intacta.
- e) A rigidez do dispositivo de estabilização dinâmica é um importante parâmetro a ser observado no seu projeto.

Na construção do modelo de elementos finitos representativo da coluna lombar intacta, foram geradas as vértebras de L2 a L5 a partir de tomografias computadorizadas de adulto masculino saudável, utilizando o programa AmiraTM versão 3.1.1 (Visualization Sciences Group, 2006).

Após o procedimento automatizado de criação dos volumes virtuais das vértebras em arquivos do tipo projeto auxiliado por computador, estas foram editadas com o objetivo de suavizar suas superfícies, empregando o programa para engenharia reversa RapidformTM versão 2004 (Inus Technology, 2004). Particularmente, os processos transversos e os espinhais foram editados manualmente, para gerarem superfícies mais suaves.

Os contornos dos discos foram tão difíceis de serem distinguidos que estas regiões foram modeladas através do programa SolidworksTM versão 2005 (Dassault Systèmes Corp., 2005).

O modelo para a coluna lombar humana com discos intactos consistiu na modelagem de L2, L3, L4, L5, discos e ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal, capsulares e intertransversários. O programa de elementos finitos AnsysTM (Ansys Inc., 2005a) foi utilizado na análise do modelo, o qual foi fixado em todos os graus de liberdade na superfície inferior do corpo vertebral de L5.

O comportamento não-linear dos ligamentos foi simplificado declarando dois módulos elásticos, a fim de aproximar as propriedades mecânicas tanto em valores de deformação baixos como em valores altos de deformação. Todos os outros materiais assumiram propriedades elásticas lineares.

Elementos finitos tridimensionais foram adotados para estudar o comportamento dos ossos corticais e trabeculares, das placas, núcleos e anéis. Os ligamentos foram analisados utilizando elementos conectivos do tipo cabo, suportando apenas tração. As articulações facetárias foram tratadas como problemas de contato não-lineares, sem atritos e tridimensionais. Em conjunto, os ligamentos capsulares e as articulações facetárias resistiram à tração e à compressão, respectivamente.

A Tab. 2.5 lista os tipos de elementos finitos utilizados.

Tabela 2.5 – Tipos de Elementos Finitos (Shin et al., 2007)

COMPONENTES		ELEMENTOS
Articulações	Facetárias	Contact
Discos	Núcleos pulposos	8-Node Solid
	Anéis	8-Node Solid
	Placas	8-Node Solid
Ligamentos	Longitudinal anterior	2-Node Link
	Longitudinal posterior	2-Node Link
	Amarelos	2-Node Link
	Intertransversários	2-Node Link
	Capsulares	2-Node Link
	Interespinhais	2-Node Link
	Supra-espinhal	2-Node Link
Vértebras	Ossos trabeculares	8-Node Solid
	Ossos corticais	8-Node Solid

Carregamentos dados pelos estudos de Yamamoto et al. (1989) foram aplicados na validação do modelo representativo da coluna lombar intacta, o qual utilizou momentos de 10 Nm, em flexão, em extensão e em dobramento lateral, sobre o corpo vertebral de L2.

Os resultados, listados na Tab. 2.6, foram comparados, sob as mesmas condições de carregamento, com os dados experimentais “in vitro” dos estudos de Yamamoto et al. (1989).

Tabela 2.6 – Valores Comparados de Movimento Angular (Shin et al., 2007)

SEGMENTO MÓVEL	FLEXÃO (graus)		EXTENSÃO (graus)		DOBRAMENTO LATERAL (graus)	
	Shin et al. (2007)	Yamamoto et al. (1989)	Shin et al. (2007)	Yamamoto et al. (1989)	Shin et al. (2007)	Yamamoto et al. (1989)
L2-L3	6,3	6,5 (0,3)	4,1	4,3 (0,3)	6,4	7,0 (0,6)
L3-L4	7,2	7,5 (0,8)	4,0	3,7 (0,3)	6,3	5,8 (0,5)
L4-L5	8,5	8,9 (0,7)	6,0	5,8 (0,4)	6,4	5,9 (0,5)

Os resultados do modelo representativo da coluna lombar intacta também foram comparados com outros estudos da coluna lombar, como listados na Tab. 2.7.

Tabela 2.7 – Comparação com Outros Estudos (Shin et al., 2007)

SEGMENTO MÓVEL	FLEXÃO + EXTENSÃO (graus)		MODELO TOTAL (graus)			
	Shin et al. (2007)	Goto et al. (2003)	Movimento	Shin et al. (2007) L2-L5	Chen et al. (2001)(2005) L1-L5	Eberlein et al. (2004) L2-S1
L2-L3	10,4	8,1	Flexão	22,0	14,4	20,5
L3-L4	11,2	8,6	Extensão	14,1	10,0	15,4
L4-L5	14,5	12,2	Lateral	19,1	11,6	15,7
Total	36,1	28,9	Rotação	–	9,1	10,0

No modelo representativo da coluna lombar fundida, o modelo representativo da coluna lombar intacta foi modificado para estudar a união intervertebral lombar posterior. O disco entre L3 e L4 foi analisado, sendo totalmente substituído por enxerto ósseo. O ligamento supra-espinhal e os ligamentos interespinhais em L2-L3 e L3-L4 foram removidos após facetectomia e total laminectomia. As vértebras L3 e L4 foram fixadas por parafusos e barras rígidas no modelo de elementos finitos. Estas fixações foram simplificadas com elementos do tipo viga, com mesmas áreas transversais dos parafusos e barras rígidas.

O modelo representativo da coluna lombar estabilizada dinamicamente analisou um dispositivo de estabilização dinâmica o qual incluiu parafusos e barras flexíveis, ao invés de barras rígidas.

As barras flexíveis foram simplificadas para elementos finitos do tipo mola, com a mesma resistência do segmento móvel lombar, como medido nos estudos de Brown et al. (2002) e Kanayama et al. (2003). O valor da resistência foi de 30 N/mm para o elemento finito tipo mola.

A Tab. 2.8 compara as faixas de movimento, na aplicação de 10 Nm, entre os modelos para as colunas lombares, intacta, fundida e estabilizada dinamicamente.

Tabela 2.8 – Ângulos de Movimento (Shin et al., 2007)

SEGMENTO MÓVEL	MOVIMENTO	INTACTA (graus)	FUNDIDA (graus)	ESTABILIZADA DINAMICAMENTE (graus)
L2-L3	Flexão	6,3	8,2	7,8
	Extensão	4,1	4,2	4,1
	Lateral	6,4	6,8	6,6
L3-L4	Flexão	7,2	0	6,0
	Extensão	4,0	0	3,1
	Lateral	6,3	0	6,0
L4-L5	Flexão	8,5	8,5	8,5
	Extensão	6,0	6,0	6,0
	Lateral	6,4	6,4	6,4

As movimentações angulares dos modelos para a coluna lombar fundida e para a coluna lombar dinamicamente estabilizada foram maiores do que no modelo para a coluna lombar intacta, entre L2 e L3. Isto porque foram removidos ligamentos entre L2 e L3 e entre L3 e L4 durante a facetectomia e a total laminectomia. A coluna instável não foi estudada nesta pesquisa.

2.4.6 – Geração de Malhas Heterogêneas e Modelagem Mecânica, Representativas da Coluna Humana (Teo et al., 2007)

Os autores criaram um programa para geração otimizada de malhas de elementos finitos em modelos computacionais, o qual reconhece e gera o tipo e o número de elementos mais adequados para cada região do modelo, aumentando a exatidão dos resultados obtidos na análise, bem como reduzindo o tempo de processamento.

O programa foi demonstrado em modelos de vértebras e discos da coluna inteira, através de dados extraídos do “Visible Human Data”, o qual é um banco de dados de domínio público, contendo cortes transversos de tomografia computadorizada do corpo humano completo, espaçados de 1,0 mm.

As malhas de elementos finitos geradas pelo método dos autores formaram estruturas tridimensionais contendo 2570 elementos tetraédricos, 39882 pentaédricos e 210086 hexaédricos.

Segundo os autores, o modelo acima foi testado em dois outros métodos, conforme descrito:

- a) Malha totalmente tetraédrica gerada automaticamente contendo 255340 elementos. Este método fundamenta-se em algoritmo que constrói malhas tetraédricas de altas resoluções a partir de regiões de ρ constante em imagens médicas digitalizadas.
- b) Malha totalmente hexaédrica gerada automaticamente contendo 15500 elementos. Este método está baseado em algoritmo projetado para criar malhas hexaédricas a partir de imagem médica digitalizada, o qual converte diretamente os volumes de células elementares de imagem em elementos finitos hexaédricos de oito nós.

Os autores também melhoraram a atribuição das propriedades mecânicas nas vértebras, separando o osso cortical do trabecular. O estudo mostrou que o osso cortical constitui 12,15% do volume da vértebra L3.

Esta pesquisa demonstrou a importância das malhas para a correta representação dos volumes e a necessidade de otimização daquelas para o aumento da exatidão dos resultados e redução de tempo de processamento.

2.4.7 Simulação Numérica do Crescimento Assimétrico como Mecanismo de Inicialização da Escoliose (Plaats et al., 2007)

Nesta pesquisa as teorias para o início da escoliose foram estudadas usando um modelo de elementos finitos, o qual representa o comportamento mecânico da coluna humana. Este modelo foi validado pelos dados de Panjabi et al. (1976), após uma pequena correção nas pré-deformações dos ligamentos. O retardamento no crescimento dos músculos e ligamentos foi representado no modelo numérico através de rigidez assimétrica.

O modelo foi carregado axialmente e as deformações resultantes foram analisadas, na busca do desvio lateral e da torção, características da escoliose. Somente os retardamentos unilaterais nos crescimentos dos ligamentos amarelos e intertransversários iniciaram a escoliose. A flambagem do modelo por desvio lateral quando carregado axialmente não iniciou a escoliose.

A Tab. 2.9 apresenta E , bem como áreas transversais, para os elementos do tipo cabo utilizados na representação dos ligamentos.

Tabela 2.9 – Elementos com Resistência Apenas à Tração (Plaats et al., 2007)

LIGAMENTOS	E (MPa)	A (mm ²)
Longitudinal anterior	8	50
Amarelos	24	30
Interespinhais	5	26
Supra-espinhal	5	26
Longitudinal posterior	8	25
Capsulares	8	20
Intertransversários	5	10

As tensões nos ligamentos, para compressão dos discos e articulações facetárias, foram estabelecidas através de deformação imposta aos ligamentos. Os materiais foram considerados elásticos lineares e isotrópicos. As propriedades mecânicas dos ossos foram $E = 12100$ MPa e $G = 5000$ MPa, e dos discos $E = 7$ MPa e $G = 2,6$ MPa.

As propriedades viscoelásticas dos discos não foram consideradas, porque somente o comportamento estático e não dinâmico, foi analisado. Os ligamentos foram pré-tensionados através do artifício da introdução no programa de elementos finitos de propriedades mecânicas lineares iniciando em valores de tensões que já representassem as pré-tensões nos ligamentos.

O modelo tridimensional de elementos finitos representativo da coluna toracolombar utilizou barras e cabos. O programa Ansys[™] versão 5.3 (Ansys Inc., 2004) foi empregado para modelar as principais estruturas das vértebras e discos com elementos elásticos tridimensionais do tipo viga, as articulações facetárias com elementos de contato, e os ligamentos com elementos submetidos somente à tração do tipo cabo.

2.4.8 Comparando o Novo Prendedor Intervertebral Lombar com os Precedentes (Chen et al., 2008)

Nesta pesquisa um novo prendedor foi comparado com os utilizados anteriormente. Um modelo de elementos finitos do segmento L4-L5 foi gerado focalizando a interface entre o prendedor e os ossos, e as distribuições de tensões nos tecidos adjacentes.

Através de dados de tomografia computadorizada, os contornos dos ossos corticais e trabeculares foram gerados usando o programa de projeto tridimensional Solidworks[™] (Dassault Systèmes Corp., 2005).

Malhas de elementos finitos tetraédricos foram geradas através do programa de pré-processamento Mentat[™] (MSC Software Corp., 2006b). As dimensões e as posições dos discos foram determinadas pelas vértebras adjacentes. Os núcleos e os anéis também foram calculados com elementos finitos tridimensionais de propriedades mecânicas elásticas lineares. Os sete tipos de ligamentos foram simulados com elementos do tipo cabo, com resistência somente à tração e comportamento elástico linear.

Inicialmente foi aplicada uma força de 150 N, descendente sobre a superfície superior de L4. Os carregamentos seguintes foram de 10 Nm em flexão, extensão, dobramento lateral e torção, um de cada vez, em estudos independentes. A superfície inferior de L5 foi fixada em

todas as direções. O programa MarcTM (MSC Software Corp., 2006a) foi utilizado no estudo com elementos finitos.

O modelo de elementos finitos do segmento L4-L5 intacto foi validado pela comparação com estudos experimentais publicados previamente (Shirazi-Adl et al., 1986; Tencer et al., 1982). Estes indicaram que os ângulos de flexão e extensão variam entre 5,0° a 6,2° e 2,8° a 4,2°, respectivamente, sob 10 Nm de momento flexor e extensor. Neste estudo o ângulo de flexão foi 5,4° sob 10 Nm de momento flexor, e o ângulo de extensão 3,1° sob 10 Nm de momento extensor.

O modelo L4-L5 representativo da coluna lombar intacta, descrito nos parágrafos anteriores, foi utilizado removendo o ligamento longitudinal anterior e o disco, para a introdução dos prendedores, com o propósito de estudar a estabilização da coluna lombar pela fusão dos corpos vertebrais.

Os tipos de prendedores foram inseridos em estudos de fusões intervertebrais independentes. Os modelos foram submetidos aos mesmos carregamentos e fixações utilizados no modelo para a coluna lombar intacta.

O novo prendedor bipartido sem fixadores na parte posterior da vértebra teve um bom comportamento durante a compressão, flexão, extensão, dobramento lateral e torção. Ele gerou um ângulo de flexão e torção menor que os convencionais, mas não ocorreram diferenças nos ângulos durante o dobramento lateral e extensão. Portanto, segundo os autores, ele pode ser experimentado clinicamente como alternativa às fixações circunferenciais.

Este é um modelo da coluna lombar que tratou apenas de duas vértebras, L4 e L5, o disco entre elas e os ligamentos, sendo estes últimos representados como cabos.

Nas articulações facetárias não foram representados ligamentos, apenas aberturas de 0,5 mm. O estudo introduziu no lugar do disco os prendedores intervertebrais a serem pesquisados.

A Tab. 2.10 exhibe E , coeficientes de Poisson ν e áreas transversais utilizados nos modelos de elementos finitos.

Tabela 2.10 – Propriedades Mecânicas e Áreas Transversais (Chen et al., 2008)

MATERIAIS		E (MPa)	ν	A (mm ²)
Órteses	Parafusos dos pedículos	110000	0,30	–
	Prendedor	110000	0,30	–
Ossos	Cortical	12000	0,30	–
	Posterior	3500	0,25	–
	Trabecular	100	0,20	–
Ligamentos	Longitudinal posterior	70	–	20
	Amarelos	50	–	60
	Intertransversários	50	–	10
	Interespinhais	28	–	36
	Supra-espinhal	28	–	36
	Capsulares	20	–	40
Discos	Núcleos pulposos	10	0,40	–

2.4.9 Mudanças Biomecânicas do Segmento Móvel Lombar após Substituição Total do Disco (Kim et al., 2010)

O propósito desta pesquisa foi estudar os efeitos biomecânicos de três diferentes discos artificiais no segmento implantado e nos adjacentes da coluna lombar, usando um modelo de elementos finitos. O modelo criado representativo da coluna lombar intacta foi validado pela comparação com estudos experimentais publicados (Yamamoto et al., 1989; Rohlmann et al., 2001; Goto et al., 2003). O modelo validado foi testado a seguir com os três discos artificiais implantados, um de cada vez no segmento L4-L5. Cada modelo implantado foi submetido a uma combinação de carga descendente de 400 N e momentos de flexão e extensão de 5 Nm.

O programa AbaqusTM versão 6.5 (Dassault Systèmes Corp., 2007) foi utilizado na geração das malhas de elementos finitos e FemapTM versão 8.20 (Electronic Data Systems Corp., 2009) nas análises estruturais dos modelos para a coluna lombar intacta e para a coluna lombar implantada.

A Tab. 2.11 descreve as propriedades mecânicas atribuídas aos modelos, e áreas transversais dos ligamentos e fibras.

Tabela 2.11 – Propriedades Mecânicas para o Modelo (Kim et al., 2010)

COMPONENTES	<i>E</i> (MPa)	ν	<i>A</i> (mm ²)
Vértebras			
Ossos corticais	12000,0	0,300	-
Ossos posteriores	3500,0	0,300	-
Ossos trabeculares	100,0	0,200	-
Cartilagens	10,0	0,400	-
Discos			
Fibras dos anéis	175,0	0,300	0,15
Substância de base dos anéis	4,2	0,450	-
Núcleos pulposos	0,2	0,499	-
Ligamentos			
Amarelos	15,0	0,300	40,00
Longitudinal posterior	10,0	0,300	20,00
Intertransversários	10,0	0,300	2,00
Interespinhais	10,0	0,300	40,00
Supra-espinhal	8,0	0,300	30,00
Longitudinal anterior	7,8	0,300	64,00
Capsulares	7,5	0,300	30,00

Na flexão, os ângulos de movimentação intersegmental de todos os modelos representativos da coluna lombar implantada foram similares ao do modelo representativo da coluna lombar intacta, mas na extensão os valores foram maiores do que os correspondentes no modelo representativo da coluna lombar intacta. As cargas de contato nas articulações facetárias foram maiores do que aquelas no modelo representativo da coluna lombar intacta, o que pode acarretar degeneração desta articulação.

O modelo foi constituído de elementos finitos tridimensionais lineares. Os ligamentos foram representados através de elementos do tipo cabo.

A pesquisa de Kim et al. (2010) difere do presente trabalho porque nela:

- a) Os elementos finitos utilizados foram lineares.
- b) Apenas o disco L4-L5 foi substituído.
- c) O modelo foi carregado com 400 N descendentes e 5 Nm.
- d) Os ligamentos foram representados por cabos.
- e) As propriedades mecânicas são lineares.

3

CONSTRUÇÃO DO MODELO BIOMECÂNICO PARA A COLUNA LOMBAR HUMANA

3.1 Modelo Geométrico

Este estudo focaliza a coluna lombar na investigação da existência de tensegridade e na análise do seu comportamento quando os discos são substituídos por próteses, com fins de desenvolver o conhecimento acerca desta estrutura de sustentação de cargas mecânicas do corpo humano. A coluna lombar foi escolhida porque é a mais solicitada mecanicamente, em comparação à torácica e à cervical. Os discos da coluna lombar são os que mais intensamente sofrem desidratações e degenerações, especialmente em L4-L5 e L5-S1.

O desenho tridimensional foi a solução prática adotada no presente trabalho, através do programa de modelagem geométrica Solidworks™ versão 2011 (Dassault Systèmes Corp., 2011b). Os modelos foram gerados através deste programa baseando-se em geometrias normais de indivíduos adultos masculinos, configurados com base em dimensões adotadas na literatura científica, confirmadas e detalhadas por tomografias computadorizadas, radiografias, ressonâncias magnéticas e modelo em resina representativo da coluna vertebral. Os volumes virtuais gerados foram montados de tal modo que todas as interferências e folgas foram resolvidas através de ajustes sucessivos entre as partes, satisfazendo condições de

contato do tipo colado, e proporcionando a geração de malhas coincidentes em todas as interfaces.

O modelo total representa as cinco vértebras desde L1 até L5, os cinco discos abaixo das vértebras citadas, as dez placas correspondentes e os sete tipos de ligamentos principais. Cada vértebra está subdividida em três volumes de estudo, a saber, osso cortical, trabecular e posterior. Este último inclui pedículos, arco neural e processos, transversos, espinhal, articulares inferiores e articulares superiores. Cada disco está subdividido em dois volumes de estudo, a saber, anel fibrocartilaginoso e núcleo pulposos. As geometrias internas complexas dos meios biológicos porosos, principalmente presentes nos tecidos cartilagosos e ósseos, foram substituídas por meios contínuos para viabilização da modelagem geométrica. Este procedimento foi estendido para todas as partes dos modelos.

Os ligamentos do modelo foram contraídos para representarem o funcionamento dos naturais antes de esforços externos. Então, o modelo foi submetido a esforços de flexão e de extensão fisiologicamente admissíveis de 10 Nm, empregando o método dos elementos finitos, em estudos não-lineares estáticos. As partes constitutivas do modelo são semelhantes às encontradas na coluna lombar natural, a qual pode ser visualizada na Fig. 3.1 sem os ligamentos.

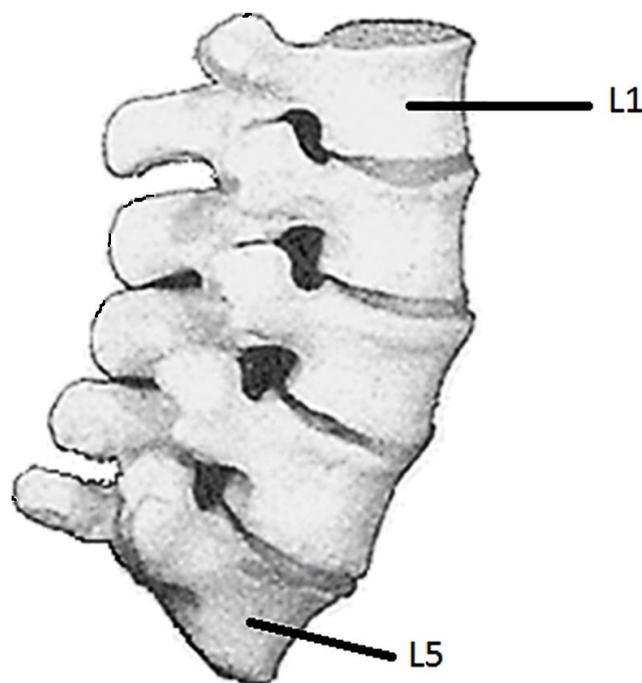


Figura 3.1 – Vértebras Naturais de L1 a L5 e Discos (Hall, 2009)

A Fig. 3.2 e a Tab. 3.1 mostram as dimensões de referência para as vértebras lombares.

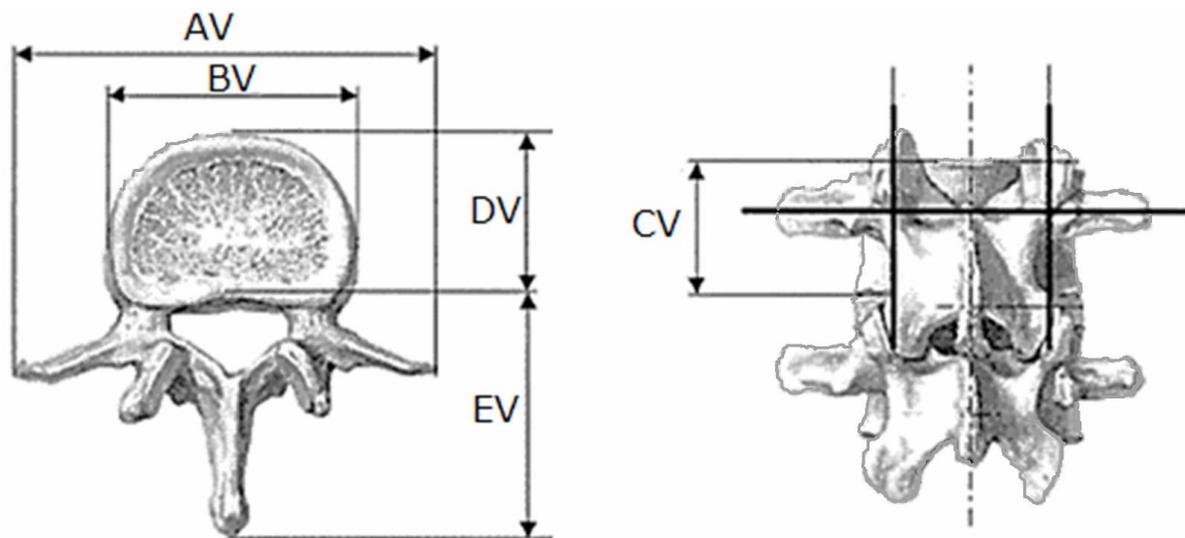


Figura 3.2 – Parâmetros Geométricos da Vértebra Lombar (Wolf et al., 2001)

Tabela 3.1 – Dimensões de Referência para as Vértebras Lombares (Wolf et al., 2001)

VÉRTEBRAS	AV (mm)	BV (mm)	CV (mm)	DV (mm)	EV (mm)
L1	81,8	40,7	24,9	28,9	49,4
L2	80,4	39,8	25,4	29,8	48,5
L3	89,4	43,1	25,6	32,3	48,9
L4	90,5	44,1	26,5	31,7	47,2
L5	93,7	48,1	28,6	32,5	43,6

Programas computacionais para visualização, segmentação e geração automática de desenhos mecânicos a partir de tomografias, ressonâncias magnéticas e radiografias auxiliam nas medições dos tecidos duros e na construção dos respectivos modelos geométricos tridimensionais. Entretanto, os tecidos moles conectam-se uns aos outros com definições complexas de contornos, ou seja, os contornos formam superfícies de interpenetração mútua. Isto inviabiliza as definições dos contornos entre os tecidos moles.

A Fig. 3.3 retrata imagem obtida com o programa Philips mDicom™ (Philips Healthcare, 2010), utilizado para visualizações de ressonâncias magnéticas da coluna lombar.



Figura 3.3 – Plano Medial da Coluna Lombar

As Figs 3.4 e 3.5 mostram imagens obtidas com o programa mDicomViewerCD™ versão 1.0.0 (Microdata Tecnologia Ltda, 2009), utilizado para visualizações de radiografias.



Figura 3.4 – Radiografia Digital Ampliada da Coluna Lombar



Figura 3.5 – Radiografia Digital da Coluna Lombar – Vistas Anteroposterior e Lateral

A Fig. 3.6 mostra o modelo em resina da coluna, utilizado como fonte auxiliar de definição do modelo geométrico para a coluna lombar natural. Além das dimensões encontradas na literatura, os ligamentos e discos obtiveram complementação de suas dimensões através das geometrias das vértebras e suas posições relativas. Os programas de manipulação de imagem médica digitalizada possuem recursos de medição e o modelo em resina pode ser medido diretamente.



Figura 3.6 – Modelo da Coluna em Resina – Vista Anterior em Escala 1:3

A Fig. 3.7 e a Tab. 3.2 mostram as dimensões básicas aproximadas estabelecidas nos modelos para vértebras.

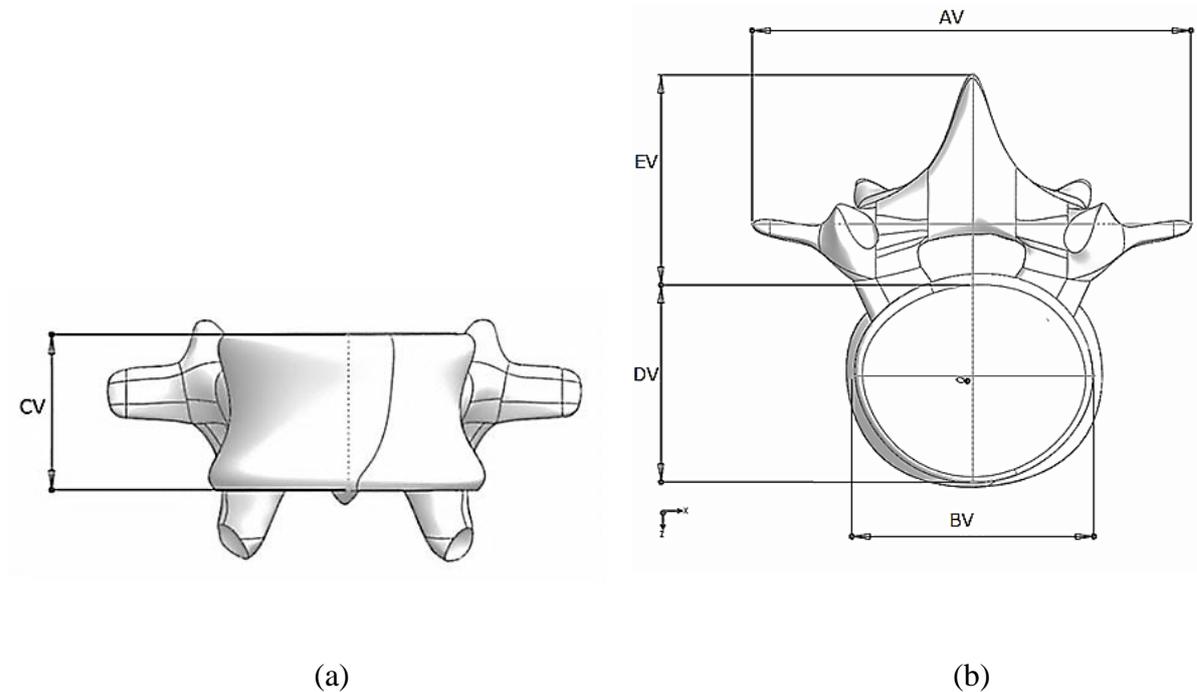


Figura 3.7 – Desenho de Vértebra – Vistas (a) Frente e (b) Planta

Tabela 3.2 – Dimensões dos Sólidos Virtuais para Vértebras Lombares

VÉRTEBRAS	AV (mm)	BV (mm)	CV (mm)	DV (mm)	EV (mm)
L1	68,81	37,97	22,78	30,70	34,87
L2	74,55	41,11	24,85	33,58	35,79
L3	80,72	48,02	25,78	35,32	36,36
L4	84,62	52,10	28,79	38,92	34,27
L5	99,33	53,58	27,60	44,48	38,02

Conforme visualizado na Fig. 3.8, a espessura TC de osso cortical representa aproximadamente 7% da largura BL do corpo vertebral. A Fig. 3.8a apresenta o contorno de osso cortical em malha de elementos finitos através programa FluentTM (Ansys Inc., 2005b) e a Fig. 3.8b o contorno de osso cortical em imagem médica digitalizada utilizando o programa VGStudio MaxTM (Volume Graphics Co., 2005).

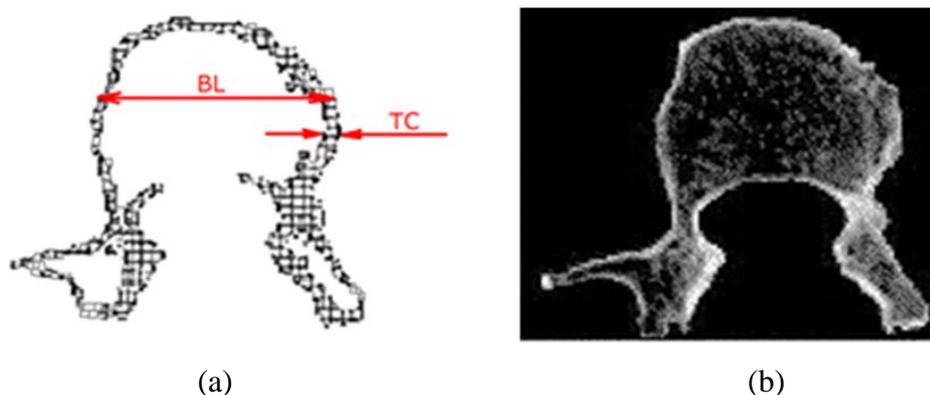


Figura 3.8 – Camada Cortical de Vértebra Lombar Típica (Teo et al., 2007)

A Tab. 3.3 e a Fig. 3.9 mostram as espessuras aproximadas das camadas corticais estabelecidas nos modelos para corpos vertebrais.

Tabela 3.3 – Dimensões das Camadas Corticais nos Sólidos Virtuais

VÉRTEBRAS	FV (mm)	GV (mm)
L1	37,99	2,79
L2	40,24	3,49
L3	47,56	3,41
L4	51,94	2,91
L5	53,50	3,27

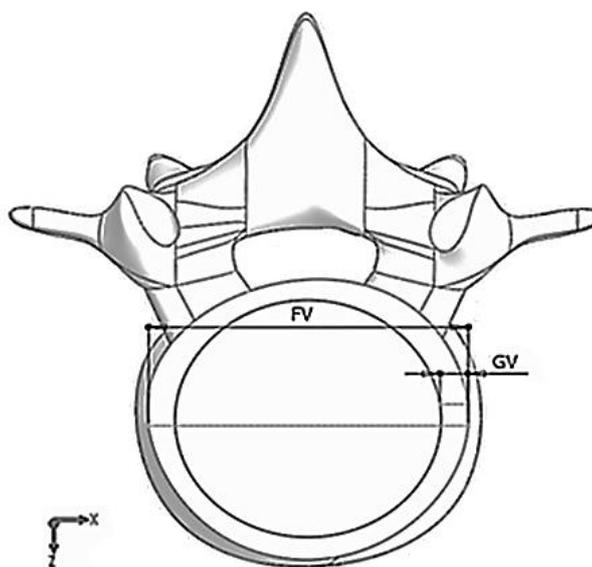


Figura 3.9 – Desenho Representativo de Espessura Cortical – Vista de Planta em Corte

A Fig. 3.10 mostra exemplos de medições em radiografia. As medidas realizadas representam as distâncias abaixo da vértebra L5. Esta região é ocupada pelas placas e pelo disco.

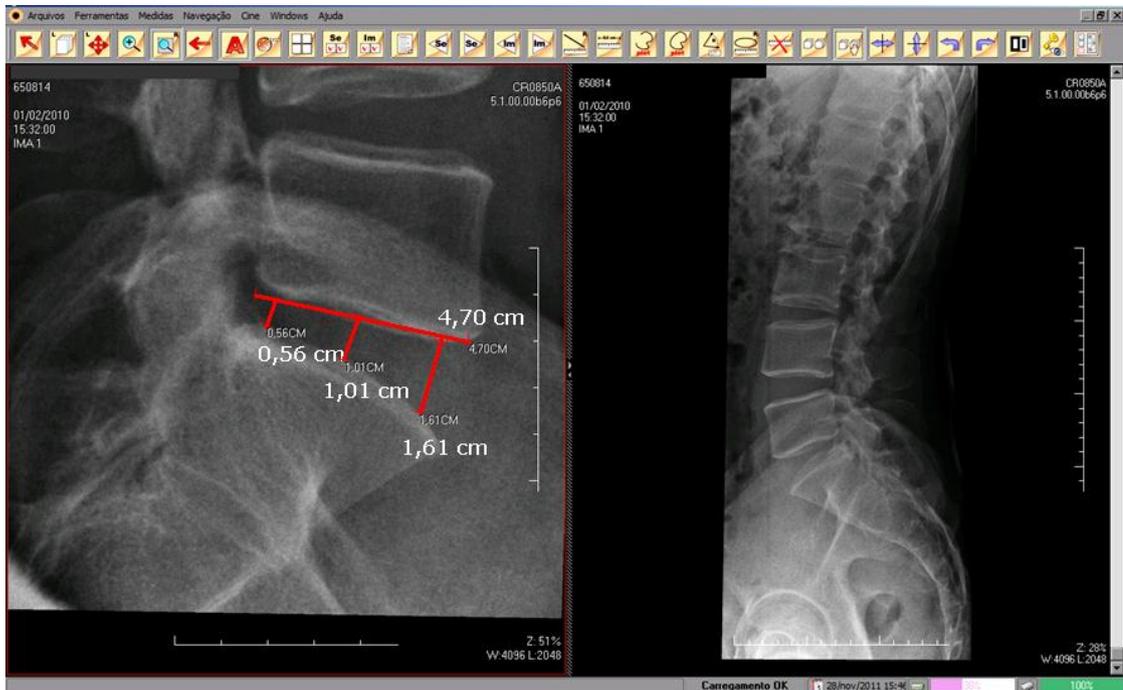


Figura 3.10 – Medidas da Região Abaixo de L5

Na Fig. 3.11 a seta vermelha aponta uma placa. As espessuras das placas encontram-se em torno de 14% das distâncias entre corpos vertebrais.



Figura 3.11 – Placas em Ressonância Magnética

Na Fig. 3.12, a espessura RT do anel representa aproximadamente 20% da largura DL do disco.

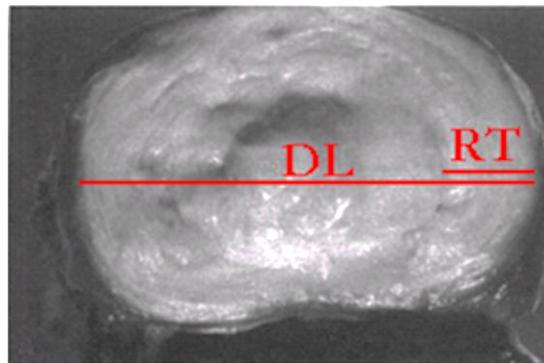


Figura 3.12 – Disco Intervertebral (Nordin e Frankel, 2003)

A Fig. 3.13 e a Tab. 3.4 mostram as dimensões básicas aproximadas estabelecidas nos modelos para discos e placas.

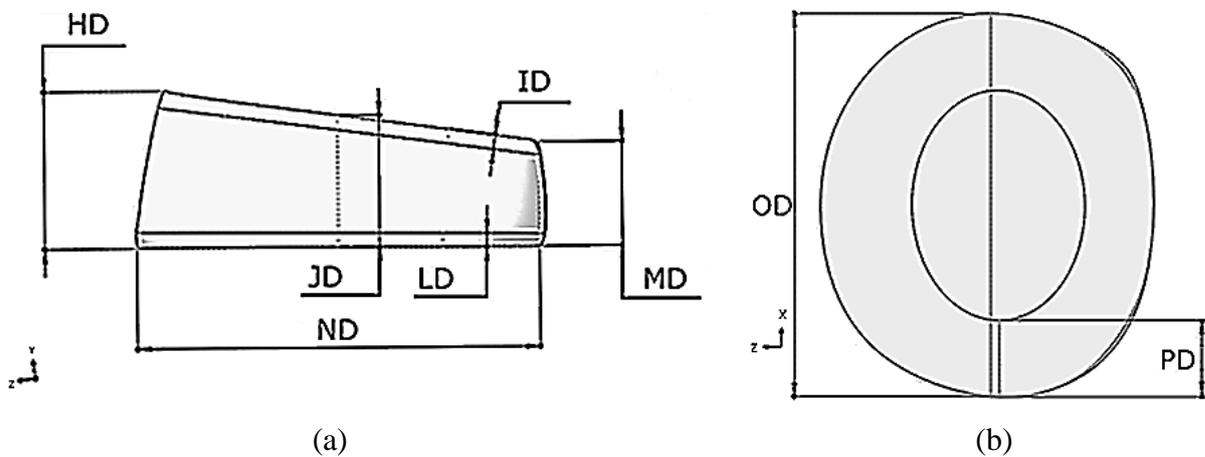


Figura 3.13 – Desenhos de Placas e de Disco – Vistas (a) Lateral e (b) Planta em Corte

Tabela 3.4 – Dimensões dos Sólidos Virtuais para Discos e Placas

PARTES	HD (mm)	ID (mm)	JD (mm)	LD (mm)	MD (mm)	ND (mm)	OD (mm)	PD (mm)
L1-L2	13,11	1,24	11,00	1,13	8,69	33,77	39,59	7,92
L2-L3	11,32	1,22	9,05	1,40	6,53	34,79	45,98	9,97
L3-L4	12,80	1,18	9,60	1,22	6,14	38,05	50,55	10,78
L4-L5	10,39	0,96	8,23	1,05	5,55	40,93	52,36	11,27
L5-S1	15,48	1,39	10,06	1,51	4,14	47,58	55,32	12,37

Os ligamentos do modelo configuram formas que aproximam as existentes na coluna humana, mantendo correspondência com as dimensões apresentadas pela Tab. 3.5.

Tabela 3.5 – Valores Publicados de Áreas Transversais para Ligamentos

LIGAMENTOS	A (mm ²)	REFERÊNCIA
Longitudinal anterior	64	Wu e Yao (1967) Goel et al. (1995)
Supra-espinhal	30	
Intertransversários	4	
Amarelos	60	Chen et al. (2008)
Capsulares	40	
Interespinhais	36	
Longitudinal posterior	20	

As Figs. 3.14 a 3.20 mostram os modelos para representação dos ligamentos e áreas transversais dos mesmos.

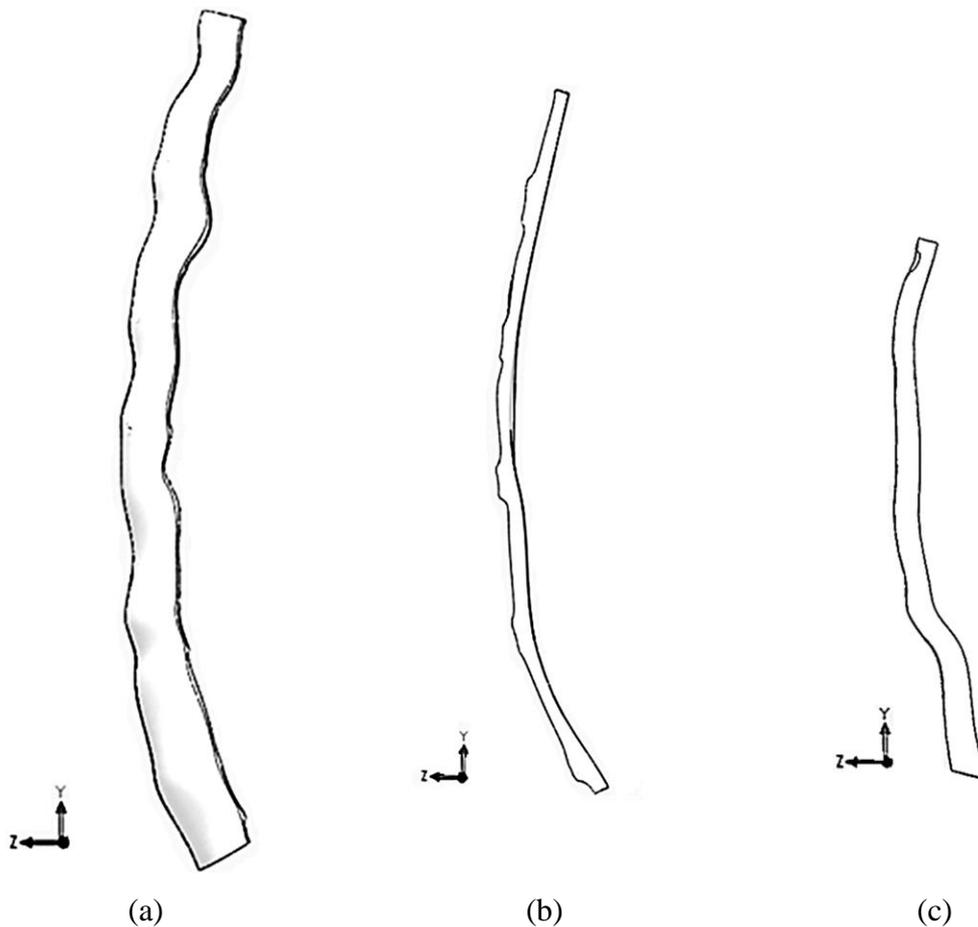


Figura 3.14 – Desenhos dos Ligamentos, (a) Anterior, (b) Posterior e (c) Supra-Espinal

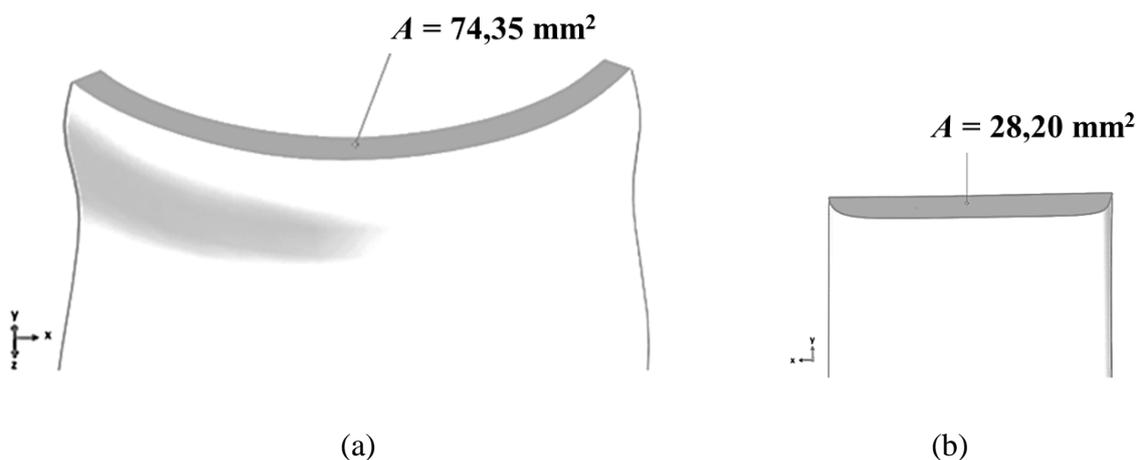


Figura 3.15 – Desenhos de Áreas Transversais para Ligamentos,
(a) Anterior e (b) Posterior

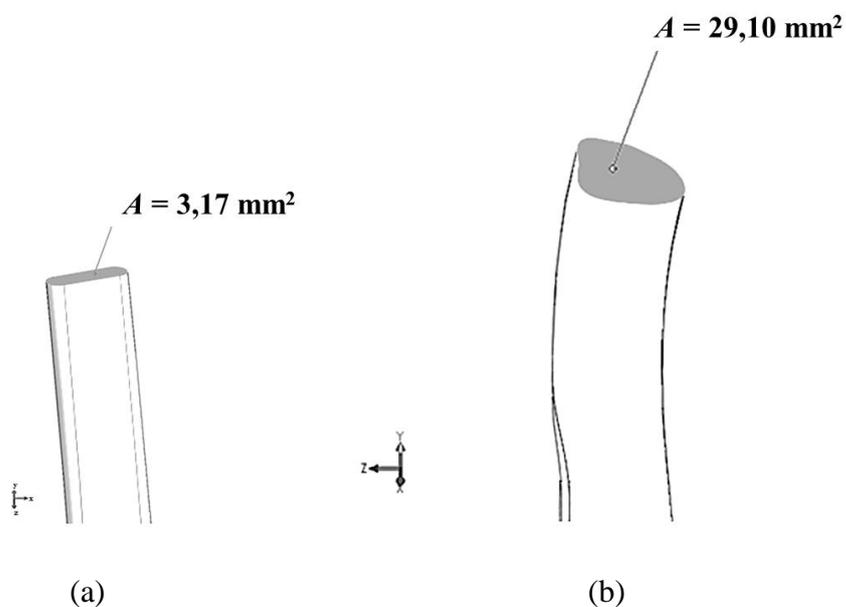


Figura 3.16 – Desenhos de Áreas Transversais para Ligamentos, (a) Intertransversários
e (b) Supra-Espinal

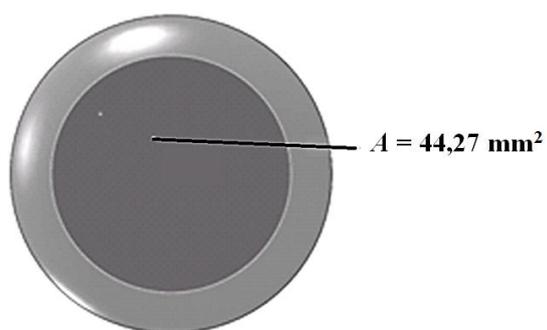


Figura 3.17 – Desenho de Área Transversal de Contato para Ligamentos Capsulares

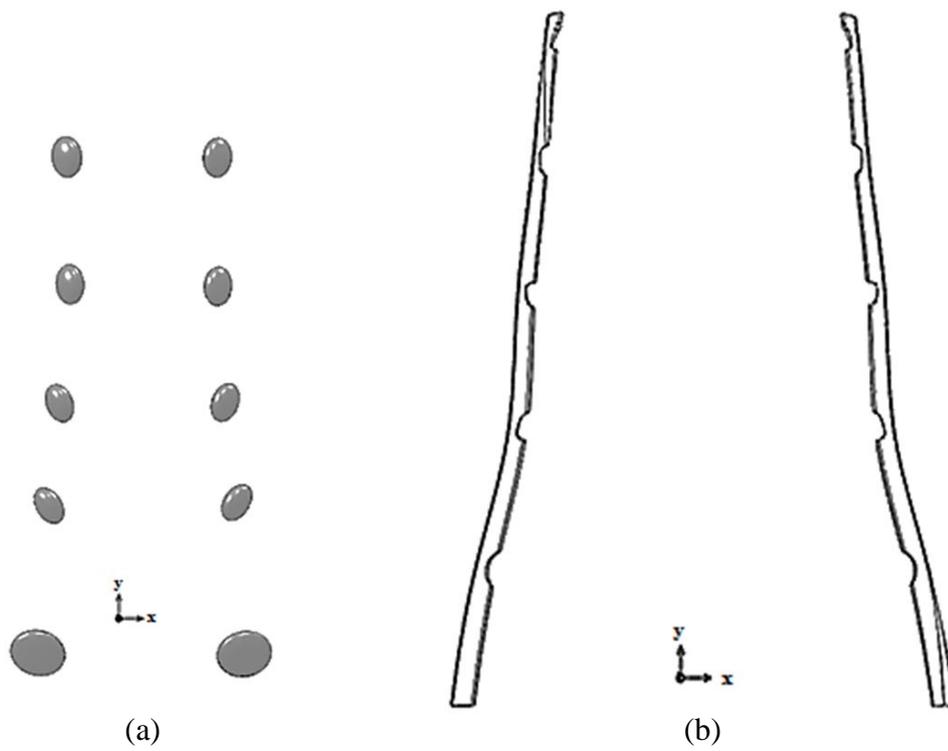


Figura 3.18 – Desenhos dos Ligamentos, (a) Capsulares e (b) Intertransversários

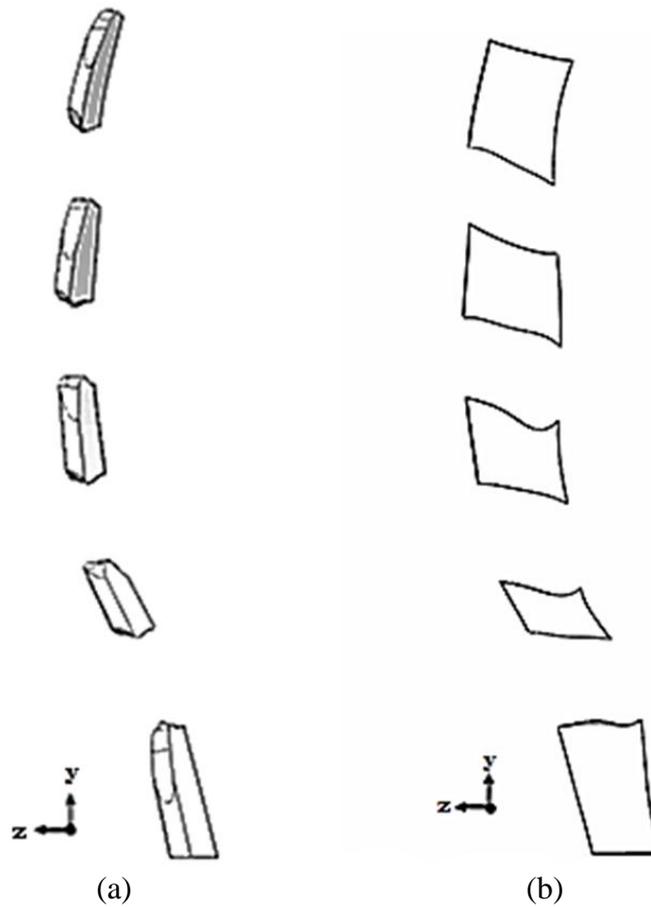


Figura 3.19 – Desenhos dos Ligamentos, (a) Amarelos e (b) Interespinais

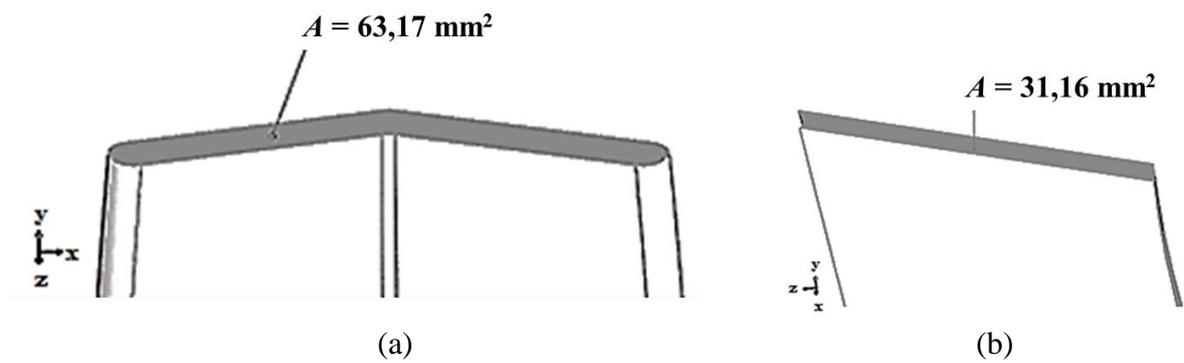


Figura 3.20 – Desenhos de Áreas Transversais para Ligamentos, (a) Amarelos e (b) Interespinais

A Fig. 3.21 mostra em perspectiva isométrica o modelo para a coluna lombar natural saudável, construído no presente trabalho.

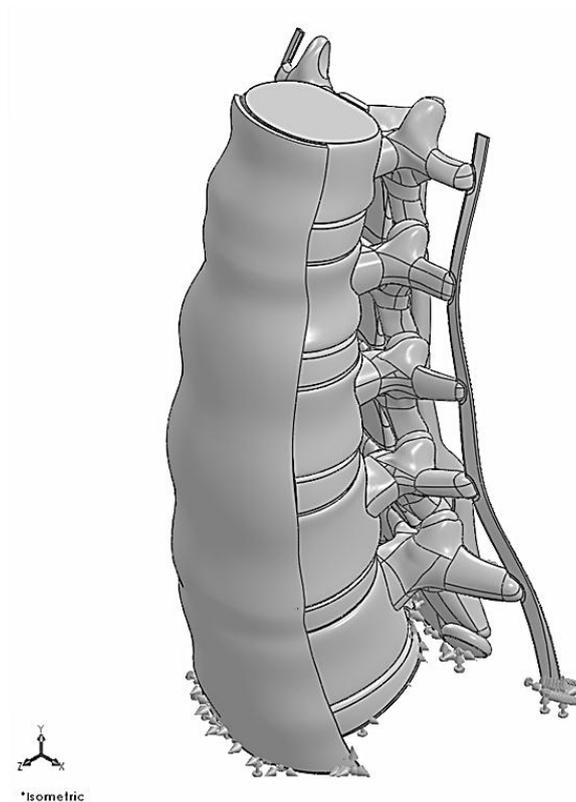


Figura 3.21 – Modelo Geométrico para a Coluna Lombar

3.2 Malhas

O modelo para a coluna lombar natural, contendo cinco vértebras, seus respectivos discos e ligamentos, foi montado manualmente através de gradativas aproximações dos sólidos

virtuais. Este método possibilita o desenho de praticamente todas as geometrias conhecidas, porém ajustes de conjuntos complexos são difíceis. Extenso trabalho é necessário para eliminar todas as interferências e folgas nos contatos. Malhas podem ser geradas em partes individuais e não em conjunto, devido a estes ajustes.

Elementos de 20,0 a 7,0 mm com intervalos de 1,0 mm, de 7,0 a 4,0 mm com intervalos de 0,5 mm e de 4,0 a 0,5 mm com intervalos de 0,1 mm foram testados em partes individuais e em conjunto, porém sem sucesso. A geração que apresentou o menor número de partes sem malha foi através do elemento não-linear tetraédrico de lado 1,0 mm e tolerância 0,05 mm. Mantendo estas características, as geometrias das partes e as distâncias de aproximações mútuas foram progressivamente ajustadas, para que consecutivos testes de malhas fossem realizados, até que finalmente a malha do conjunto pudesse ser completamente gerada.

Através do programa Simulation[™] versão 2011 (Dassault Systèmes Corp., 2011a) foram geradas as malhas no modelo geométrico, introduzidas as propriedades mecânicas, definida a configuração inicial de equilíbrio, inseridas as condições de contorno e de contato para flexão e extensão, e produzidas todas as análises por elementos finitos do presente trabalho. O programa oferece duas opções para definições de contatos, manual e automática. A definição manual permite configuração individual de contatos, porém, devido à complexidade das geometrias e a quantidade de superfícies em contato, foi impossível utilizar esta opção. A definição automática de contato do tipo colado para todo o modelo, “bonded”, foi configurada através de ferramentas internas do programa denominadas Procura de Contatos, “Find Contact Sets”, e Detecção de Interferências, “Interference Detection”. Estas ferramentas foram utilizadas juntamente com subsequentes ajustes das superfícies de contato e das distâncias entre as superfícies. As distâncias foram estabelecidas inferiores a 0,01 mm. O modelo foi fixado em sua base em todas as direções.

A malha total do presente modelo, que inclui as vértebras de L1 a L5, respectivos discos e ligamentos, ilustrada pela Fig. 3.22, foi caracterizada por 2612134 elementos finitos não-lineares tetraédricos de lado 1,00 mm e tolerância 0,05 mm. O tipo de elemento foi definido internamente pelo programa, considerando o tipo de estudo, as propriedades mecânicas não-lineares, as geometrias, as condições de contato e de contorno. Devido à complexidade do modelo, tolerâncias maiores que 0,05 mm foram testadas sem sucesso.

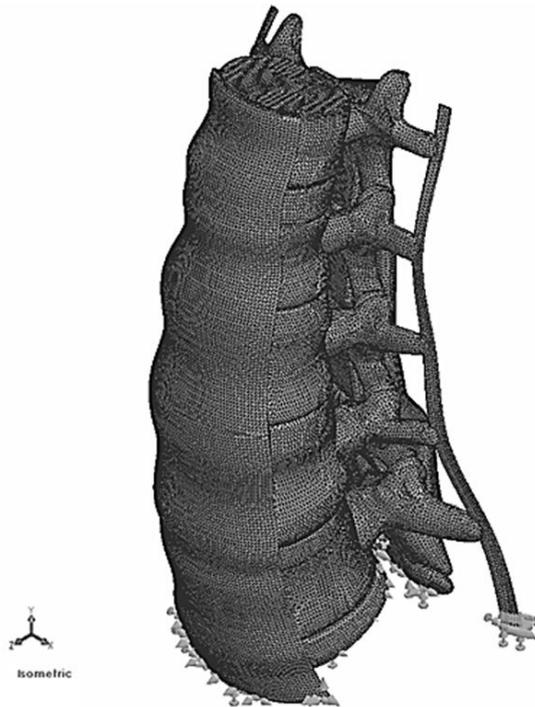


Figura 3.22 – Malha Total de Elementos Finitos

As principais fontes de não-linearidades consideradas no modelo são as relações não-lineares que os materiais exibem nas suas curvas de tensão-deformação e os efeitos dos grandes deslocamentos nas configurações geométricas das estruturas. Portanto, o programa de elementos finitos foi configurado neste estudo estático não-linear para atualizar as propriedades mecânicas e as direções dos carregamentos, durante as deformações do modelo.

A pesquisa de Teo et al. (2007) gerou malhas para aproximadamente vinte vértebras da coluna vertebral humana e seus respectivos discos através de 2570 elementos finitos tetraédricos, 39882 elementos pentaédricos e 210086 elementos hexaédricos, utilizando o método dos autores. Dois outros métodos também foram relatados pelos autores, contendo o primeiro 255340 elementos tetraédricos e o segundo 15500 elementos hexaédricos. O presente modelo necessitou de 2612134 elementos tetraédricos, embora representando cinco vértebras, seus discos e ligamentos, devido aos detalhes geométricos e ao método de montagem, aproximações manuais progressivas entre partes. Na pesquisa de Teo et al. (2007) o modelo foi gerado automaticamente através de importação de imagem médica digitalizada. O presente trabalho difere dos demais no número de elementos finitos utilizados, nas propriedades mecânicas não-lineares, nas pressões intradisciais obtidas por contrações ligamentares, e no detalhamento geométrico, inclusive nos desenhos dos ligamentos.

3.3 Propriedades Mecânicas

Os tecidos do corpo humano possuem propriedades que variam dentro do tecido do mesmo indivíduo e entre indivíduos diferentes. Os ligamentos, discos e vértebras são compostos por elastina, colágeno, fluidos intersticiais e substâncias inorgânicas. As quantidades relativas destes compostos provocam variações nas propriedades dos tecidos. Neste trabalho tais propriedades estão baseadas em pesquisas anteriores, cujos resultados foram obtidos após estabilização das deformações. Na definição das propriedades mecânicas mais apropriadas para a geometria do presente modelo, sucessivas simulações foram realizadas. O processo de definição das propriedades de cada tecido requereu o exame da resposta do modelo representativo da coluna ao carregamento considerado e ajuste de cada parâmetro material, dentro dos limites registrados na literatura, até que as características mecânicas dos tecidos produzissem a resposta esperada para o conjunto. Foram definidas propriedades para cada um dos sete tipos de ligamentos principais, para cada tipo de osso, para as placas, os anéis e os núcleos. Todos os materiais foram considerados elásticos, homogêneos e isotrópicos, inclusive aqueles com propriedades mecânicas não-lineares. A aplicação das curvas de tensão-deformação nas três direções coordenadas aproxima o comportamento dos ligamentos, ossos e discos. Estes sofrem estiramentos ou compressões preponderantemente na direção longitudinal da coluna, ou seja, direção nas quais as curvas foram obtidas originalmente nos ensaios. Viabilizando atualizações das propriedades mecânicas utilizadas nos cálculos, durante as deformações do modelo, as curvas de tensão-deformação foram inseridas no programa de elementos finitos para configuração do modelo como descrito abaixo:

- a) Transformação das curvas em tabelas, através da coleta de coordenadas sobre as curvas. O espaçamento adotado entre as coordenadas foi de aproximadamente 0,1% nas deformações, com suas respectivas tensões.
- b) Inserção destas tabelas no programa de elementos finitos, gerando curvas semelhantes às originais.

Baseado em Smit et al. (1997), as propriedades mecânicas dos ossos posteriores foram definidas como $E = 3000$ MPa e $\nu = 0,3$. De acordo com Kim et al. (2010), as propriedades dos núcleos foram definidas sendo $E = 0,2$ MPa e $\nu = 0,4999$, e das placas sendo $E = 10$ MPa e $\nu = 0,4$. Estes valores são os preponderantes na literatura científica para ossos posteriores, núcleos e placas.

A partir dos trabalhos de Nordin e Frankel (2003) e Herrera et al. (2012), as propriedades dos ossos trabeculares e dos corticais foram consideradas elásticas não-lineares e aproximadas conforme curvas de tensão-deformação das Figs. 3.23 e 3.24. Os valores do ν foram definidos sendo 0,2 e 0,3 para ossos trabeculares e para corticais, respectivamente (Zhong et al., 2006).

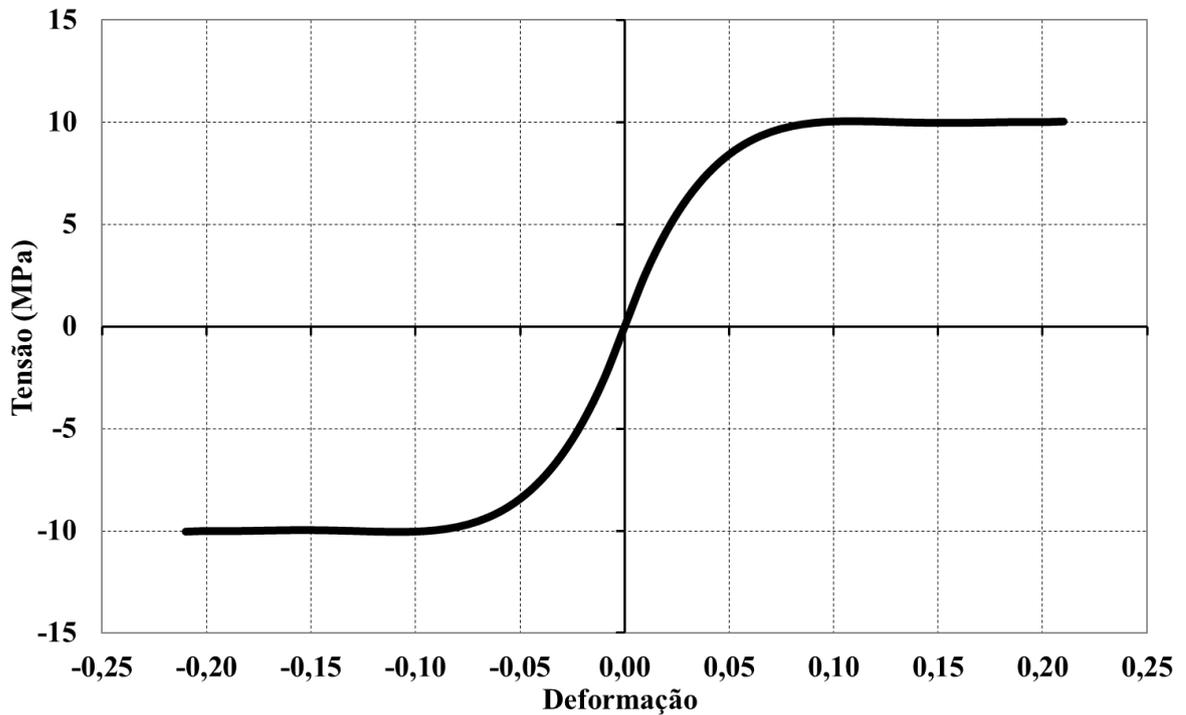


Figura 3.23 – Tensão-Deformação para Ossos Trabeculares

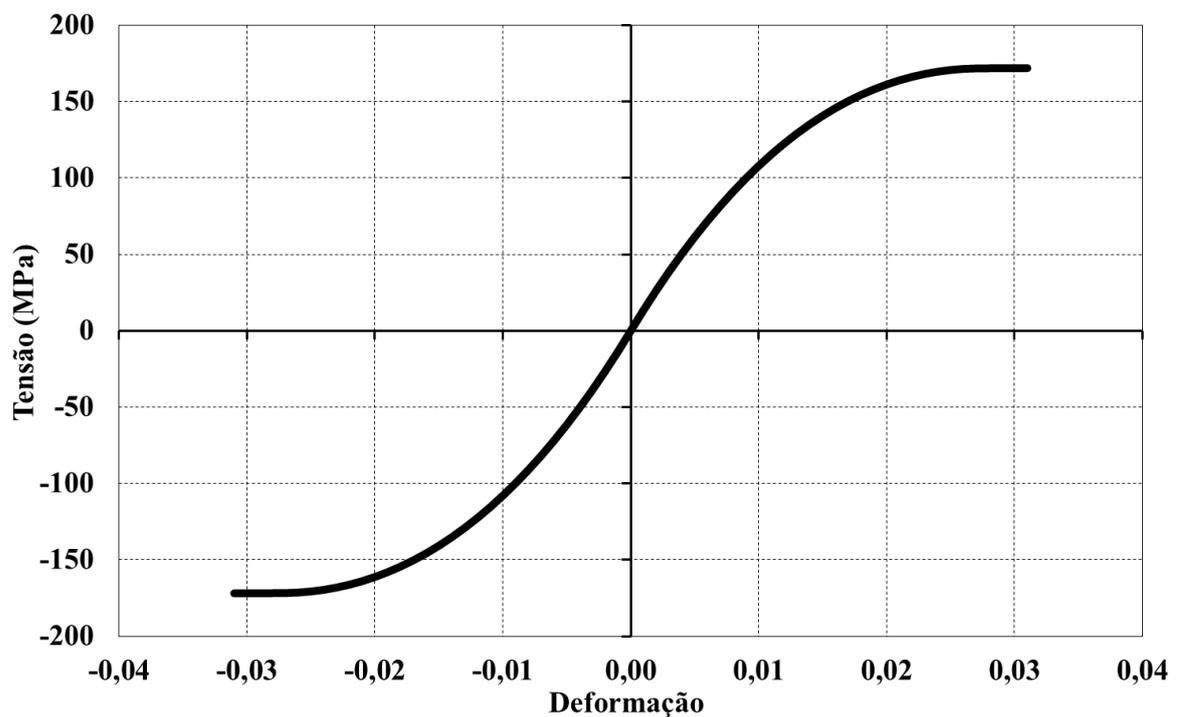


Figura 3.24 – Tensão-Deformação para Ossos Corticais

Observando os dados de Goel et al. (1995), Zander et al. (2004), Ivancic et al. (2007), Aziz et al. (2008), Chen et al. (2008), Hu et al. (2010), Fok et al. (2010) e Herrera et al. (2012), as propriedades dos anéis e dos ligamentos foram consideradas elásticas não-lineares e aproximadas conforme mostrado pelas Figs. 3.25 a 3.29, com $\nu = 0,4$.

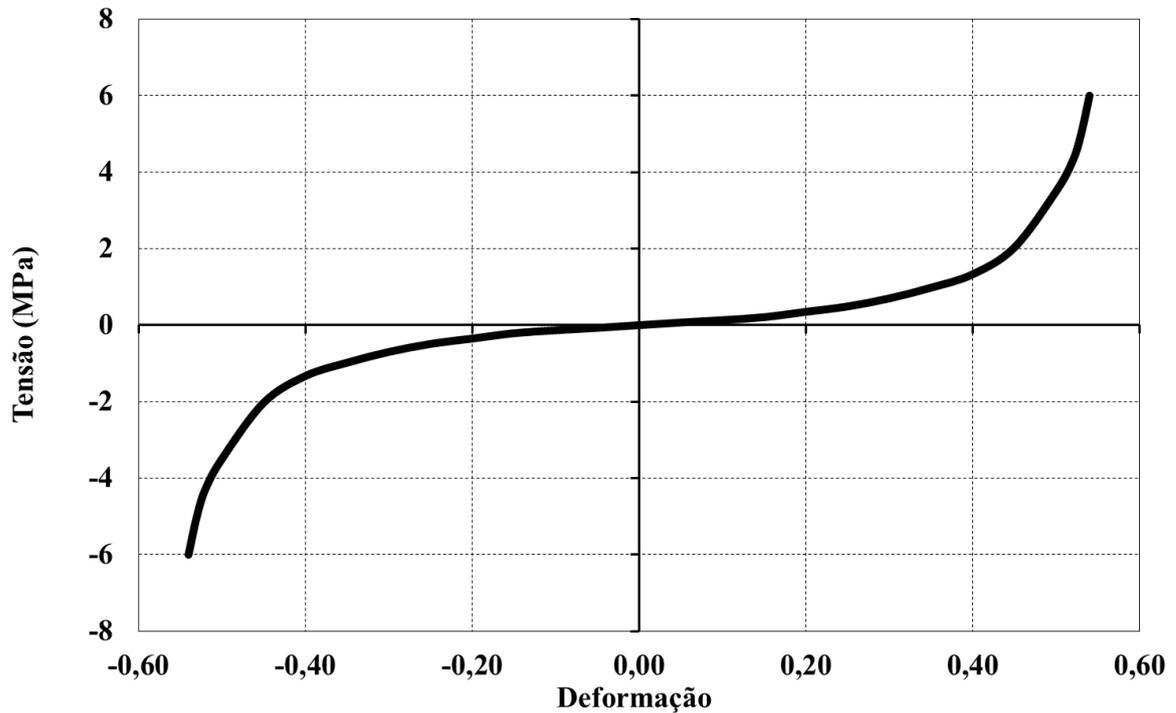


Figura 3.25 – Tensão-Deformação para Anéis

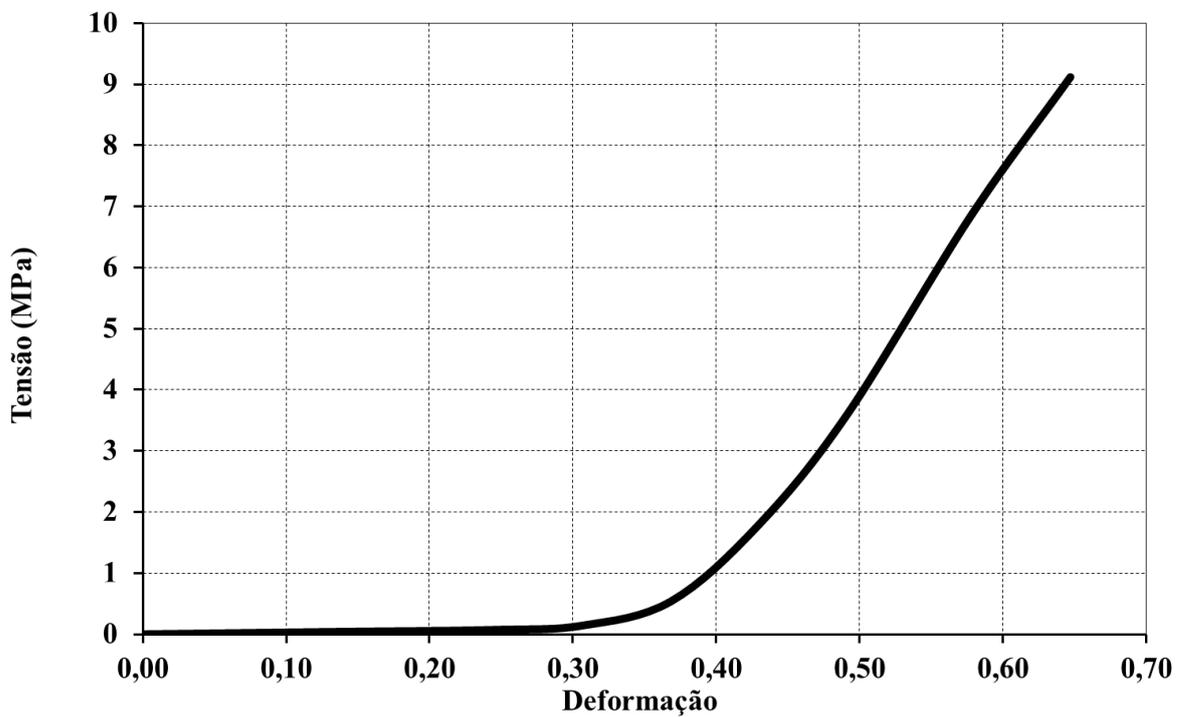


Figura 3.26 – Tensão-Deformação para Ligamentos Capsulares

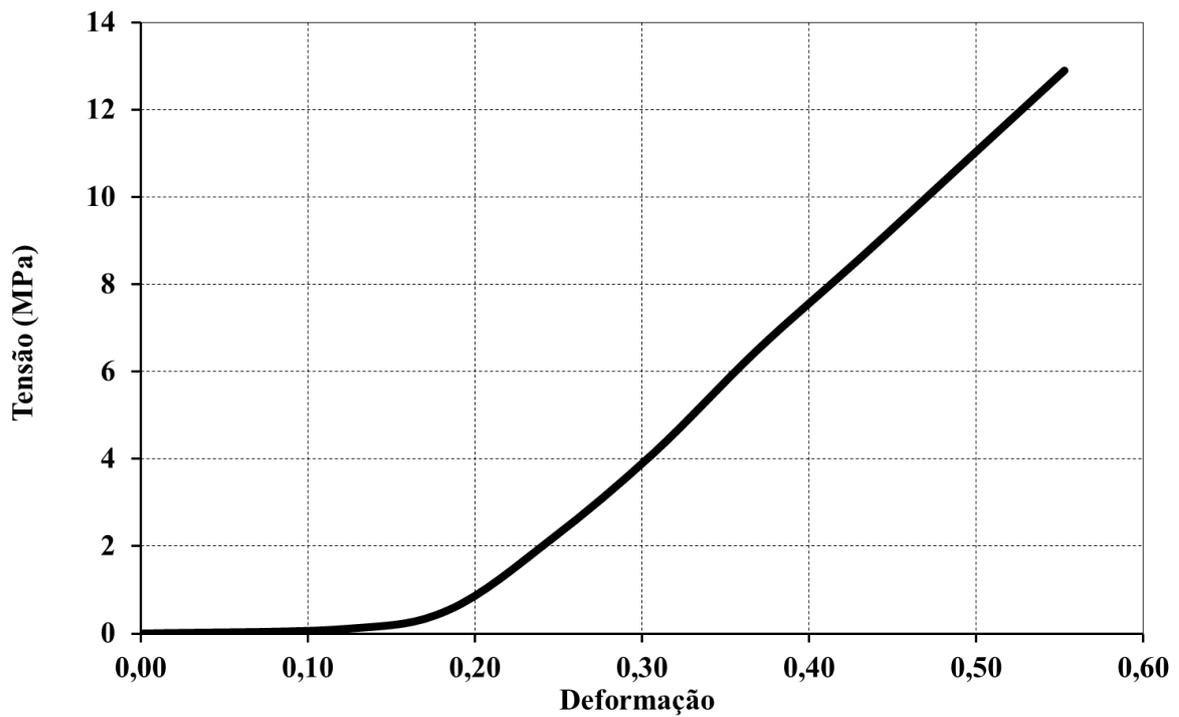


Figura 3.27 – Tensão-Deformação para Ligamentos Interespinais

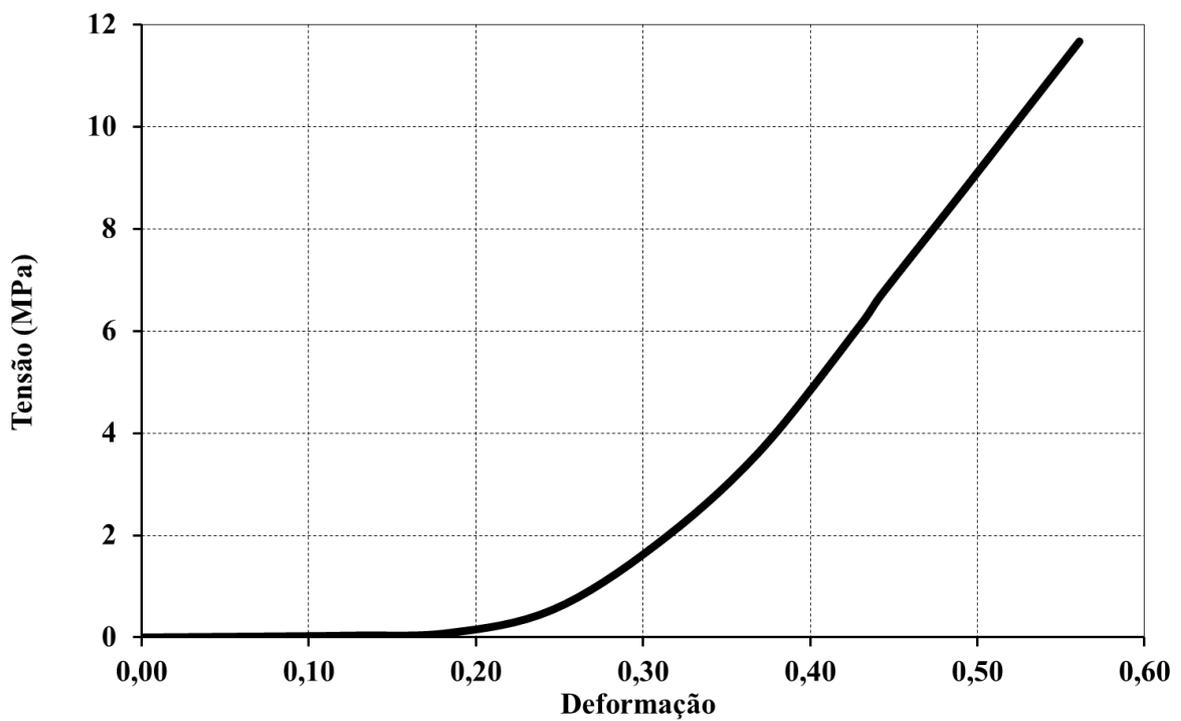


Figura 3.28 – Tensão-Deformação para Ligamentos, Longitudinal Anterior, Longitudinal Posterior, Intertransversários e Supra-Espinal

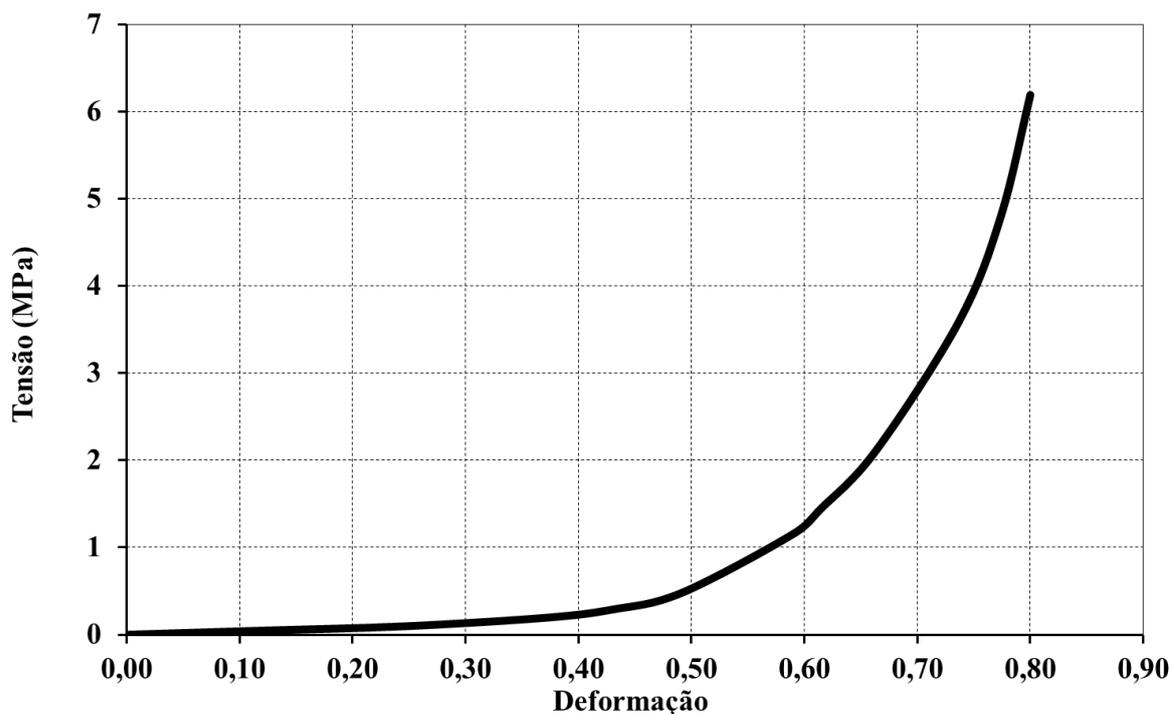


Figura 3.29 – Tensão-Deformação para Ligamentos Amarelos

3.4 Configuração Inicial de Equilíbrio

As contrações dos ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e intertransversários, foram estabelecidas por analogia térmica através de progressivas simulações pelo método dos elementos finitos, para adequada conexão entre as vértebras e compressão dos discos e demais articulações. Foram avaliadas as tensões nos núcleos e nos ligamentos ao fim de cada simulação, sendo que as modificações nas contrações ocorreram gradativamente e foram realizadas antes do carregamento de 10 Nm sobre o topo do modelo.

As malhas e fixações utilizadas estão descritas no tópico 3.2. As simulações de definição da configuração inicial de equilíbrio para o modelo ocorreram conforme procedimento abaixo:

- a) Importação do modelo geométrico para o programa de elementos finitos.
- b) Definição do tipo de estudo.
- c) Introdução das propriedades mecânicas.
- d) Definição das condições de contato.

- e) Inserção das cargas térmicas nos ligamentos.
- f) Definição das fixações.
- g) Geração das malhas.
- h) Simulação da configuração inicial de equilíbrio.
- i) Verificação das tensões principais, máxima e mínima, ocorridas nos núcleos e nos ligamentos.

A analogia térmica aplicada sobre o modelo foi modificada a cada simulação para verificações dos ângulos de movimentação, e das tensões nos núcleos e nos ligamentos. Finalmente o modelo não apresentou qualquer ângulo de movimentação, sendo a pressão nos núcleos em torno de 0,1 N/mm² (Nordin e Frankel, 2003), e tração nos ligamentos amarelos de aproximadamente 15 N (Evans e Nachemson, 2004).

Portanto, quando a configuração inicial de equilíbrio testada satisfizesse estes valores de referência para ângulos de movimentação, pressão e força, o modelo mostrou-se pronto para receber os carregamentos externos de flexão e de extensão, conforme descrito no capítulo 4.

A Tab. 3.6 lista as variações de temperaturas ΔT impostas aos ligamentos especificados, multiplicadas pelo coeficiente de dilatação térmica α , configurado para 0,00069/Kelvin. O percentual representa a contração térmica aproximada obtida em cada ligamento.

Tabela 3.6 – Contrações Térmicas em Tecidos na Configuração Inicial de Equilíbrio

LIGAMENTOS	$\Delta T. \alpha$	PERCENTUAL
Longitudinal anterior	0,13662	14%
Amarelos	0,11592	12%
Longitudinal posterior	0,08832	9%
Interespinhais	0,04692	5%
Supra-espinhal	0,03312	3%
Intertransversários	0,01932	2%

A Fig. 3.30 mostra a distribuição da tensão principal máxima na configuração inicial de equilíbrio do modelo. A tonalidade esverdeada apresentada para o ligamento longitudinal

anterior e suas proximidades revela que os ossos também estão tensionados, reforçando a necessidade da configuração inicial de equilíbrio nas simulações dos comportamentos mecânicos da coluna. Neste estado os ângulos de flexão e de extensão são nulos.

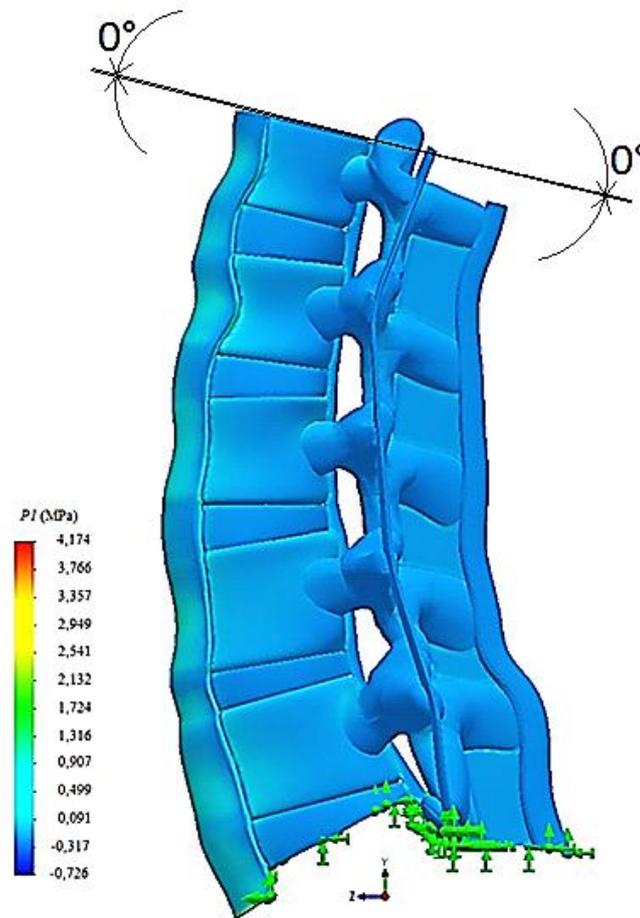


Figura 3.30 – Distribuição da Tensão Principal Máxima na Configuração Inicial de Equilíbrio

4

RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES DAS COLUNAS LOMBARES HUMANAS, NATURAL E PROTÉTICA

4.1 Coluna Lombar Natural

A partir da configuração inicial de equilíbrio, carregamentos de 10 Nm em flexão e em extensão foram impostos sobre o modelo para a coluna lombar saudável, em estudos independentes, na parte superior do corpo vertebral de L1 de modo similar à Zhong et al. (2006), representando cargas mecânicas fisiologicamente admissíveis sobre a coluna humana natural. Os ângulos de movimentação do presente modelo, tanto na flexão como na extensão, foram avaliados através de medições das geometrias, com a utilização do programa SolidworksTM versão 2011 (Dassault Systèmes Corp., 2011b), entre planos que foram desenhados na parte superior do corpo vertebral de L1, antes e após movimentação, ou seja, através da sobreposição de planos desenhados no modelo deformado e no modelo não deformado, com subsequente emprego da ferramenta de dimensionamento angular existente no programa. O ângulo de flexão obtido foi de $27^\circ \pm 1^\circ$ e o de extensão de $17^\circ \pm 1^\circ$. A Fig. 4.1 retrata os ângulos e as distribuições de tensões, após carregamentos independentes de 10 Nm, em flexão e em extensão, sobre o modelo para a coluna natural. As malhas e fixações foram definidas como descrito no tópico 3.2. A malha total assim definida não foi alterada.

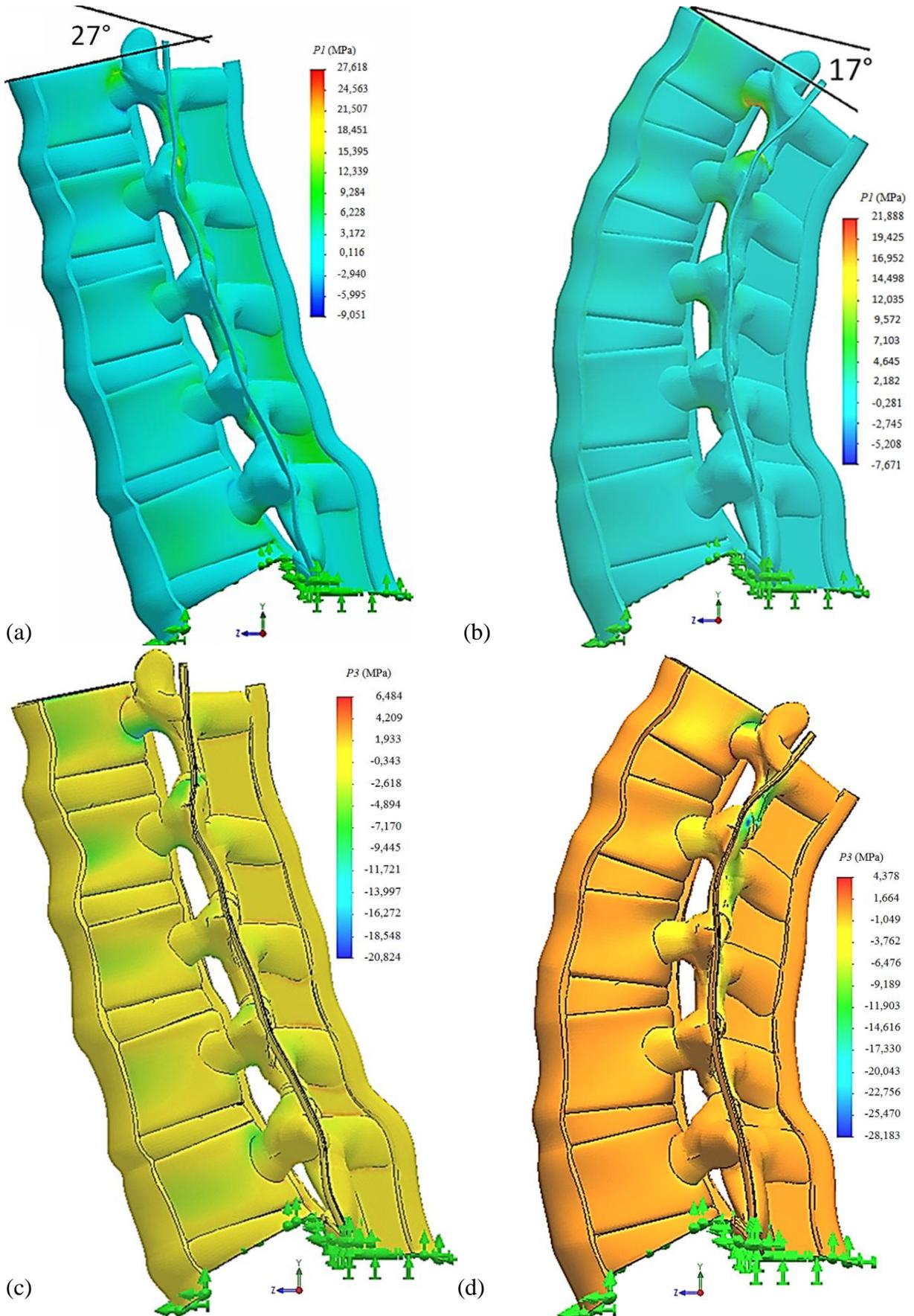


Figura 4.1 – Distribuições das Tensões Principais, Máxima em (a) Flexão e (b) Extensão, e Mínima em (c) Flexão e (d) Extensão

Amostras de tensões foram examinadas nas regiões internas a cada parte do modelo, mantendo intervalos aproximadamente regulares entre os pontos de captação, de modo que pudessem representar as distribuições de tensões ocorridas nos respectivos tecidos. Foram examinados em torno de 3500 resultados para a coluna natural. Para as tensões principais máximas, os valores registrados representam as médias somadas aos respectivos desvios padrões. Para as tensões principais mínimas, os valores registrados representam as médias subtraídas dos respectivos desvios padrões. Não foram considerados valores de tensões nas regiões de transição entre partes do modelo, devido à dificuldade de identificação destas partes. As regiões perto de carregamentos ou fixações também não foram consideradas devido às concentrações de tensões nestas regiões. As Tabs. 4.1, 4.2 e 4.3 listam os valores registrados das tensões principais, máxima *P1* e mínima *P3*, na configuração inicial de equilíbrio, e nos carregamentos de flexão e de extensão.

Tabela 4.1 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Discos

COLUNA LOMBAR NATURAL	INICIAL (MPa)	FLEXÃO (MPa)	EXTENSÃO (MPa)	TENSÃO
Anéis	+0,027	+0,420	+0,254	<i>P1</i>
	-0,049	-1,032	-0,451	<i>P3</i>
Núcleos	-0,109	-0,918	-0,555	<i>P1</i>
	-0,116	-0,955	-0,594	<i>P3</i>

Tabela 4.2 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Ossos

COLUNA LOMBAR NATURAL	INICIAL (MPa)	FLEXÃO (MPa)	EXTENSÃO (MPa)	TENSÃO
Corticais	+0,078	+1,963	+1,388	<i>P1</i>
	-0,238	-3,770	-1,545	<i>P3</i>
Trabeculares	+0,017	+0,466	+0,675	<i>P1</i>
	-0,053	-1,026	-0,606	<i>P3</i>
Posteriores	+0,064	+3,754	+2,122	<i>P1</i>
	-0,076	-1,405	-2,083	<i>P3</i>

Tabela 4.3 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Ligamentos

COLUNA LOMBAR NATURAL	INICIAL (MPa)	FLEXÃO (MPa)	EXTENSÃO (MPa)	TENSÃO
Longitudinal anterior	+0,555	+0,528	+1,599	<i>P1</i>
	+0,082	+0,109	+0,268	<i>P3</i>
Longitudinal posterior	+0,058	+0,285	+0,050	<i>P1</i>
	+0,018	+0,035	+0,012	<i>P3</i>
Amarelos	+0,137	+0,553	+0,067	<i>P1</i>
	+0,048	+0,036	+0,011	<i>P3</i>
Interespinhais	+0,078	+1,588	+0,033	<i>P1</i>
	+0,010	+0,044	+0,005	<i>P3</i>
Supra-espinhal	+0,016	+1,152	+0,007	<i>P1</i>
	+0,003	+0,034	+0,001	<i>P3</i>
Intertransversários	+0,006	+0,030	+0,002	<i>P1</i>
	+0,004	+0,005	+0,001	<i>P3</i>
Capsulares	-0,002	+1,762	-0,247	<i>P1</i>
	-0,003	+0,118	-1,761	<i>P3</i>

4.2 Coluna Lombar Protética

O modelo da coluna, contendo representação natural dos ligamentos, pode ser empregado nos estudos de próteses, órteses e técnicas cirúrgicas, auxiliando nos tratamentos de artroses, cifose, lordose e escoliose.

Os discos protéticos convencionais que apresentam propriedades mecânicas elásticas lineares são mais simples de serem fabricados, em relação aos não-lineares compatíveis com o comportamento dos discos naturais e com os demais materiais biológicos circundantes. Uma das dificuldades para o desenvolvimento de discos protéticos contendo propriedades não-lineares é a realização de simulações da coluna conforme a natural. Sendo assim, o modelo para a coluna saudável teve suas propriedades mecânicas substituídas em todos os discos por

constantes elásticas obtidas na literatura. O objetivo foi estudar próteses discais e seus efeitos mecânicos sobre a coluna, em modelo contendo os ligamentos desenhados e contraídos conforme os naturais. Tal modelo foi comparado com o modelo para a coluna natural, que além das características citadas possui pressão intradiscal associada. As malhas e fixações foram definidas como na coluna natural. Os materiais elásticos lineares geralmente oferecem mais resistência mecânica, em relação aos não-lineares de comportamento mecânico semelhante ao dos discos ou dos ligamentos, porque seus módulos elásticos são constantes. O material elástico linear utilizado na substituição dos discos tem $E = 7 \text{ MPa}$ e $G = 2,6 \text{ MPa}$ (Plaats et al., 2007). Este material tem propriedades mecânicas lineares próximas das não-lineares representativas do disco natural. Este modelo obteve ângulo flexor de $20^\circ \pm 1^\circ$ e extensor de $12^\circ \pm 1^\circ$. Nas Figs. 4.2 e 4.3 as distribuições de tensões e os ângulos de movimentação são demonstrados no modelo para a coluna protética, após carregamentos independentes de 10 Nm. As Tabs. 4.4, 4.5 e 4.6 listam os valores das tensões principais, máxima e mínima, para a coluna protética.

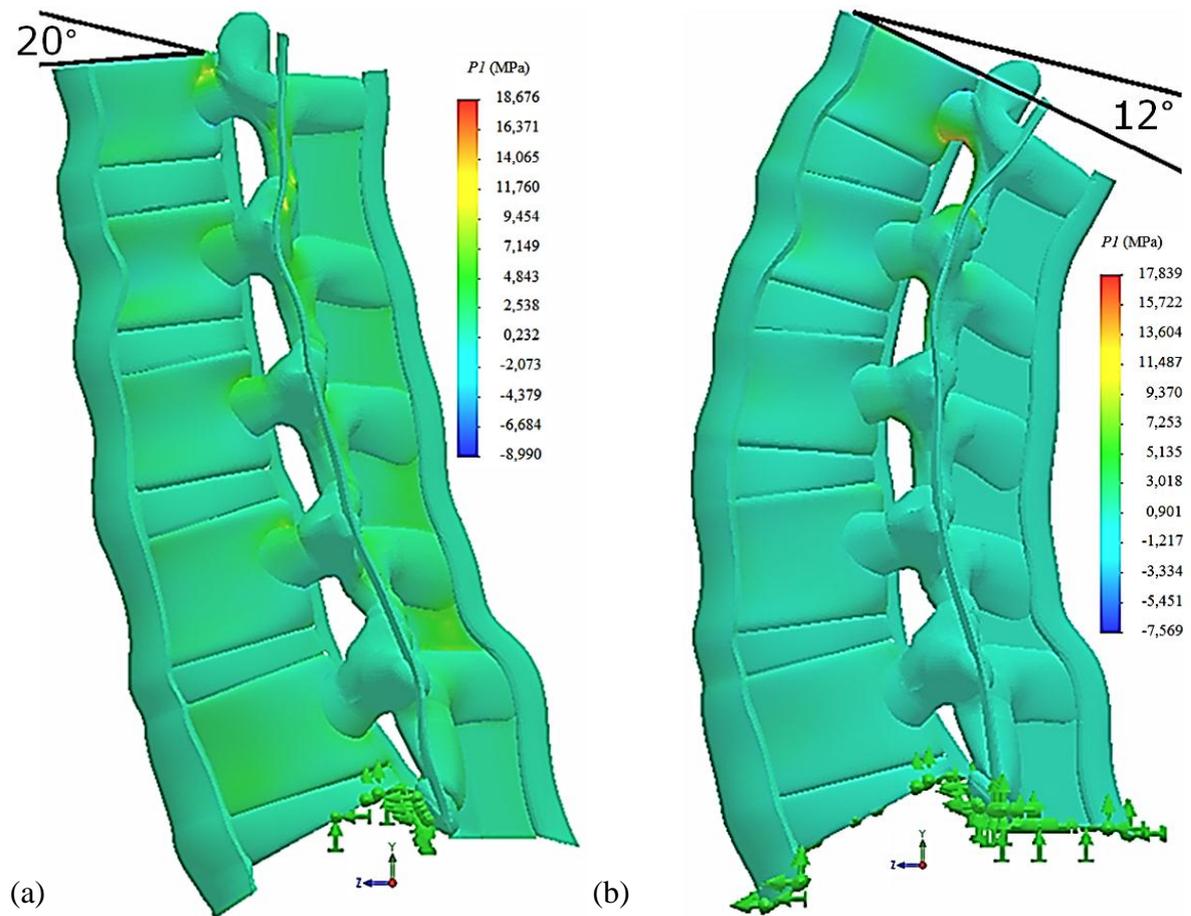


Figura 4.2 – Distribuições da Tensão Principal Máxima em (a) Flexão e (b) Extensão, na Coluna Protética

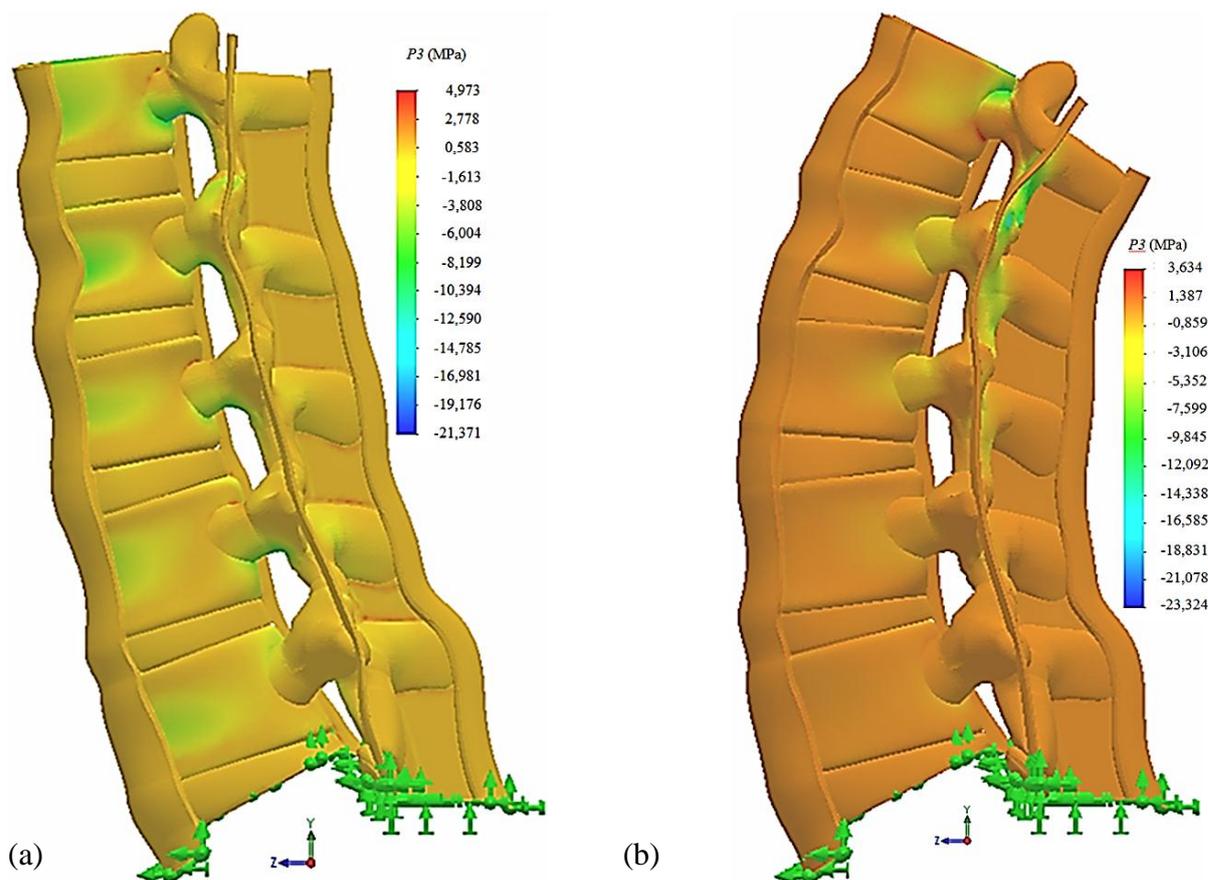


Figura 4.3 – Distribuições da Tensão Principal Mínima em (a) Flexão e (b) Extensão, na Coluna Protética

Amostras de tensões foram captadas de modo semelhante à coluna natural. Também foram examinados em torno de 3500 resultados para a coluna protética, sendo que os valores das tensões principais, máxima e mínima, foram obtidos através do mesmo método estatístico empregado nos resultados da coluna natural. Não foram considerados os valores de tensões perto de carregamentos ou fixações, e nas regiões de transição entre partes do modelo.

Tabela 4.4 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Discos Protéticos

COLUNA LOMBAR PROTÉTICA	INICIAL (MPa)	FLEXÃO (MPa)	EXTENSÃO (MPa)	TENSÃO
Anéis	+0,032	+0,778	+0,521	<i>P1</i>
	-0,057	-1,228	-0,843	<i>P3</i>
Centros	-0,103	-0,403	-0,282	<i>P1</i>
	-0,114	-0,904	-0,506	<i>P3</i>

Tabela 4.5 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Ossos da Coluna Protética

COLUNA LOMBAR PROTÉTICA	INICIAL (MPa)	FLEXÃO (MPa)	EXTENSÃO (MPa)	TENSÃO
Corticais	+0,085	+2,163	+1,806	<i>P1</i>
	-0,243	-4,472	-1,828	<i>P3</i>
Trabeculares	+0,019	+0,569	+0,745	<i>P1</i>
	-0,069	-1,118	-0,787	<i>P3</i>
Posteriores	+0,066	+3,149	1,337	<i>P1</i>
	-0,100	-1,134	-1,312	<i>P3</i>

Tabela 4.6 – Tensões Principais, Máxima e Mínima, nos Ligamentos da Coluna Protética

COLUNA LOMBAR PROTÉTICA	INICIAL (MPa)	FLEXÃO (MPa)	EXTENSÃO (MPa)	TENSÃO
Longitudinal anterior	+0,642	+0,531	+1,075	<i>P1</i>
	+0,097	+0,113	+0,212	<i>P3</i>
Longitudinal posterior	+0,059	+0,220	+0,044	<i>P1</i>
	+0,022	+0,030	+0,014	<i>P3</i>
Amarelos	+0,138	+0,392	+0,069	<i>P1</i>
	+0,049	+0,031	+0,030	<i>P3</i>
Interespinhais	+0,080	+1,255	+0,047	<i>P1</i>
	+0,012	+0,039	+0,009	<i>P3</i>
Supra-espinhal	+0,017	+0,322	+0,010	<i>P1</i>
	+0,004	+0,008	+0,002	<i>P3</i>
Intertransversários	+0,007	+0,026	+0,003	<i>P1</i>
	+0,006	+0,004	+0,002	<i>P3</i>
Capsulares	-0,001	+1,163	-0,063	<i>P1</i>
	-0,002	+0,078	-1,116	<i>P3</i>

5

CONCLUSÕES DAS SIMULAÇÕES DAS COLUNAS LOMBARES HUMANAS, NATURAL E PROTÉTICA

5.1 Estudos dos Resultados

5.1.1 Comportamento da Coluna Lombar Natural

Definida a configuração inicial de equilíbrio, ocorreram estudos não-lineares estáticos pelo método dos elementos finitos, obtendo movimentação segmentar de aproximadamente 5,4° e 3,4°, quando aplicados 10 Nm de momentos flexor e extensor, respectivamente. Estes carregamentos representam resultantes de forças musculares sobre a coluna lombar.

As principais justificativas para o estudo estático não-linear são:

- a) Existem materiais biológicos envolvidos no presente trabalho cujas tensões não são diretamente proporcionais às deformações.
- b) As geometrias representadas pelo modelo são complexas e variaram significativamente.
- c) As cargas mecânicas aplicadas não possuem acelerações, forças de inércia ou de amortecimento.

Tencer et al. (1982) e Shirazi-Adl et al. (1986) indicaram que os ângulos de flexão e extensão dos modelos representativos do segmento L4-L5 variaram entre 5,0° a 6,2° e 2,8° a 4,2°, sob 10 Nm de momentos flexor e extensor, respectivamente.

Resultados experimentais dos estudos “in vitro” de Yamamoto et al. (1989), manifestaram movimentação segmentar de 6,5° na flexão e 4,3° na extensão, para momentos de 10 Nm, em flexão e em extensão, respectivamente.

A pesquisa de Rohlmann et al. (2006) aplicou carregamento de 10 Nm em flexão e em extensão sobre o segmento L3-L4, obtendo ângulos de 6,0° e 3,2°, respectivamente, utilizando elementos tridimensionais para vértebras e anéis, hidrostáticos para núcleos e do tipo mola para ligamentos.

O modelo de Shin et al. (2007) incluiu as vértebras de L2 a L5 com três discos, cada disco entre duas vértebras, onde o movimento angular total de flexão foi 22,0° e o de extensão foi 14,1°, sob 10 Nm de momentos flexor e extensor, respectivamente. Os ligamentos foram representados com elementos finitos do tipo cabo, resistentes somente à tração, com comportamento não-linear representado por dois módulos elásticos, um para baixas deformações e outro para altas. Demais materiais assumiram propriedades elásticas lineares. Neste modelo, cada segmento móvel obteve ângulo de movimentação aproximado de 7,3° em flexão, e 4,7° em extensão.

Segundo Chen et al. (2008), o ângulo de flexão do modelo representativo do segmento móvel L4-L5 foi 5,4°, sob 10 Nm de momento flexor, e o de extensão 3,1°, sob 10 Nm de momento extensor. Os sete tipos de ligamentos foram simulados com elementos do tipo cabo, com resistência somente à tração. Nestes componentes e nos demais foram utilizadas propriedades mecânicas elásticas lineares.

A Tab. 5.1 mostra as diferenças entre os ângulos de movimentação segmentar de pesquisas anteriores em comparação com o presente trabalho.

Os ângulos de movimentação do presente modelo são próximos dos encontrados por Rohlmann et al. (2006) e Chen et al. (2008).

Tabela 5.1 – Variações de Movimentações Segmentares de Pesquisas Precedentes em Relação ao Presente Trabalho

PESQUISAS	FLEXÃO (graus)	EXTENSÃO (graus)
Tencer et al. (1982)	-0,4 a +0,8	-0,6 a +0,8
Shirazi-Adl et al. (1986)	-0,4 a +0,8	-0,6 a +0,8
Yamamoto et al. (1989)	+1,1	+0,9
Rohlmann et al. (2006)	+0,6	-0,2
Shin et al. (2007)	+1,9	+1,3
Chen et al. (2008)	0,0	-0,3

Conforme Tabs. 4.1 a 4.3, os ossos corticais e os anéis apresentam mais compressão que tração na configuração inicial, flexão e extensão. Os ossos trabeculares apresentam esta característica na configuração inicial e flexão. Os ossos posteriores apresentam mais compressão na configuração inicial. Os ligamentos capsulares estão comprimidos na configuração inicial e extensão. Estes ligamentos estão preparados para suportar compressão devido às suas geometrias. Os núcleos estão sempre comprimidos. Os ossos trabeculares apresentam mais tração que compressão na extensão e os ossos posteriores na flexão e extensão. Os ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e intertransversários, estão sob tração na configuração inicial, flexão e extensão. Os ligamentos capsulares estão sob tração na flexão.

As simulações da coluna lombar saudável manifestaram trações permanentes nos ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e intertransversários, compressões permanentes nos núcleos, e compressões e trações simultâneas nos ossos e anéis.

Os núcleos expandiram-se lateralmente devido aos carregamentos impostos sobre a coluna, expandindo suas proximidades. Este comportamento mecânico evidencia que problemas nos núcleos interferem no funcionamento dos discos, e por consequência no funcionamento da coluna. A observação das geometrias deformadas dos núcleos após os carregamentos de flexão e extensão evidenciaram que, durante os movimentos da coluna, os corpos vertebrais

não rolam sobre os núcleos como se estes fossem rolamentos (Hall, 2009). No entanto, eles mudam suas geometrias adaptando-se às novas posições vertebrais.

Fuller (1962) definiu estruturas em tensegridade como “Ilhas de compressão dentro de um oceano de tração”. Pugh (1976) afirmou: “Um sistema em tensegridade é estabelecido quando um conjunto de componentes em compressão descontínuos interage com um conjunto de componentes tracionados contínuos, para definir um volume estável no espaço”.

Flemons (2007) manifestou a possibilidade de existência de tensegridade na coluna vertebral, e a definição de Roth e Whiteley (1981) permite que estruturas em tensegridade possuam uma mesma parte sob tração e sob compressão.

Timoshenko e Young (2000) mostraram que modelos de tensegridade podem ser aplicados às estruturas musculoesqueléticas de animais que vivem em terra seca (Tur e Juan, 2007). As estruturas artificiais geralmente possuem propriedades mecânicas e arranjos geométricos com contornos definidos para cada peça, porém, as estruturas biológicas reais possuem definições complexas de contornos para propriedades mecânicas e arranjos geométricos. As vértebras, os discos intervertebrais e os ligamentos são constituídos por redes de colágenos e de proteoglicanos, que variam gradativamente o arranjo de suas fibras e o teor de mineralização destas conforme a necessidade, e além das extremidades da coluna lombar. O osso cortical, o trabecular e o posterior são aproximações discretas das contínuas variações de material e geometrias existentes dentro da vértebra; semelhantemente o núcleo e o anel aproximações do disco, e os sete tipos de ligamentos principais aproximações de uma rede que envolve a coluna inteira, contendo ligamentos principais, secundários e membranas conjuntivas. Emmerich (1963) enfatizou a condição de ser o sistema em tensegridade autotracionado e expôs que a tensegridade poderia ser descrita de um modo não restritivo, mediante o uso de exemplos (Jáuregui, 2004). Portanto, a estrutura da coluna pode ser mecanicamente descrita como um sistema autotracionado por tecidos moles circundantes. Nesta estrutura as distribuições de tensões variam conforme o tipo de carregamento aplicado, formando complexos comprimidos dentro de um complexo tracionado.

Considerando o citado e as premissas estabelecidas por Fuller (1962), Emmerich (1963), Pugh (1976), Roth e Whiteley (1981), Timoshenko e Young (2000), Jáuregui (2004), Flemons (2007), e Tur e Juan (2007), a coluna manifesta evidências de tensegridade, formando ilhas de

compressão, complexos comprimidos, dentro de um oceano de tração, complexo tracionado; ou ainda, complexos comprimidos descontínuos interagindo com um complexo tracionado contínuo, definindo um volume estável no espaço.

5.1.2 Comportamento da Coluna Lombar Protética

Distúrbios funcionais de anéis e núcleos podem ser tratados pela técnica substituição total do disco, prática que ainda necessita de melhorias, pois algumas vezes enrijece a coluna no local do implante. Na Fig. 5.1, a reta representa o material elástico linear utilizado nesta simulação para substituição dos discos, $E = 7 \text{ MPa}$ e $G = 2,6 \text{ MPa}$ (Plaats et al., 2007), e a curva o elástico não-linear utilizado na representação dos discos naturais saudáveis.

As tensões são 0,70 MPa e 0,13 MPa para o material linear e o não-linear, respectivamente, quando as deformações atingem 0,10. Após início das deformações, os dois materiais somente terão valores iguais de tensão quando as deformações alcançam 0,50. Portanto, até este limite, o material elástico não-linear exibe tensões menores que as do elástico linear.

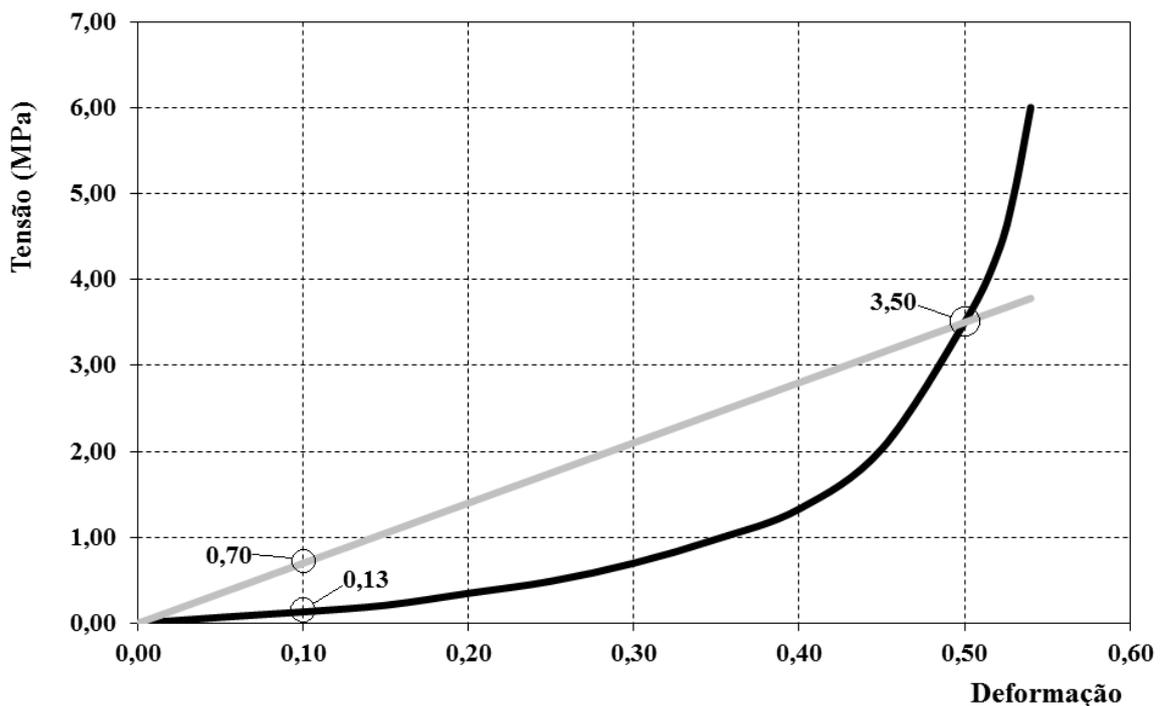


Figura 5.1 – Tensão-Deformação em Discos

Mantendo os mesmos ossos e ligamentos, foram aplicadas à coluna protética malhas, condições de contato e de contorno semelhantes às aplicadas à coluna natural, buscando melhor conhecer as distribuições de tensões e os ângulos de movimentação, após a substituição total dos discos.

Na Tab. 5.2 os resultados dos ângulos são comparados entre as colunas, natural e protética, após carregamentos de 10 Nm, em flexão e em extensão.

Tabela 5.2 – Ângulos de Movimentação das Colunas, Natural e Protética

MODELOS	FLEXÃO (graus)	EXTENSÃO (graus)
Coluna Natural	27	17
Coluna Protética	20	12

Estes ângulos de movimentação revelam que a substituição dos discos, pelo material elástico linear especificado, requerer mais esforço do paciente para efetuar movimentos no local do implante, em comparação a um disco natural saudável com características mecânicas semelhantes às do material elástico não-linear utilizado, ou outro material mais macio, quando mantidas condições de contato semelhantes às utilizadas para a coluna natural, e os mesmos ligamentos e vértebras.

Conforme Tabs. 4.4 a 4.6, os anéis, ossos corticais e trabeculares apresentam mais compressão que tração na configuração inicial, flexão e extensão. Os ossos posteriores apresentam mais compressão na configuração inicial. Os ligamentos capsulares estão comprimidos na configuração inicial e extensão. Estes ligamentos estão preparados para suportar compressão devido às suas geometrias. Os centros protéticos estão sempre comprimidos. Os ossos posteriores apresentam mais tração que compressão na flexão e extensão. Os ligamentos, longitudinal anterior, longitudinal posterior, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e intertransversários, estão sob tração na configuração inicial, flexão e extensão. Os ligamentos capsulares estão sob tração na flexão.

De acordo com as Tabs. 4.1 a 4.6, em relação à coluna natural, a coluna protética apresenta menores magnitudes das tensões principais, máxima e mínima, no ligamento longitudinal

anterior na extensão; nos ossos posteriores e ligamento longitudinal posterior na flexão e extensão; nos ligamentos, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e intertransversários, na flexão; nos centros protéticos e ligamentos capsulares na configuração inicial, flexão e extensão. A coluna protética apresenta maiores magnitudes das tensões principais, máxima e mínima, no ligamento longitudinal anterior na configuração inicial e flexão; nos ossos posteriores e ligamento longitudinal posterior na configuração inicial; nos ligamentos, amarelos, interespinhais, supra-espinhal e intertransversários, na configuração inicial e extensão; nos anéis, ossos corticais e trabeculares na configuração inicial, flexão e extensão.

A coluna protética possui em seus discos artificiais centros que não são gelatinosos, portanto, durante os carregamentos simulados, não ocorreram expansões laterais dos centros protéticos como ocorreram nos núcleos.

A coluna protética é constituída por materiais naturais e artificiais, sendo estes últimos implantados após a retirada dos materiais existentes originalmente, interrompendo sua constituição natural. Assim, as considerações estabelecidas para tensesgridade na coluna natural não podem ser aplicadas, dificultando a investigação de evidências de tensesgridade na coluna protética.

5.1.3 Conclusões Finais

Portanto, o presente trabalho:

- a) Descreveu as evidências de tensesgridade para a coluna natural.
- b) Mostrou a impossibilidade da investigação de tensesgridade na coluna protética.
- c) Apresentou os resultados das tensões principais, máxima e mínima, nos modelos para as colunas, natural e protética.
- d) Modelou os ligamentos com geometrias semelhantes às naturais, inclusive com tensões prévias para conexão entre ossos, comprimindo os discos e demais articulações.
- e) Utilizou propriedades mecânicas não-lineares para a maioria dos materiais da coluna.
- f) Mostrou preliminarmente que o desempenho das colunas protéticas pode ser inferior ao desempenho das colunas naturais sadias, quando os discos protéticos são constituídos de materiais elásticos lineares, com características semelhantes ao utilizado nesta pesquisa.

5.2 Proposições de Trabalhos Futuros

5.2.1 Proposições Gerais

Como futuras simulações da coluna vertebral humana seguem as seguintes indicações:

- a) Efeitos das pressões intra-abdominais e intratorácicas.
- b) Testes de novas ferramentas cirúrgicas, próteses ou órteses.

5.2.2 Próteses Discas Nucleadas

No desenvolvimento de discos protéticos de propriedades mecânicas não-lineares semelhantes às naturais, núcleos gelatinosos precisam ser simulados, para verificações de tensões e movimentações segmentares, visando aproximar tensões e ângulos normalmente encontrados na coluna natural.

5.2.3 Eletroespínograma

A presente pesquisa observou que doenças degenerativas e acidentes envolvendo a coluna afetam reversível ou irreversivelmente sua estrutura natural, podendo inclusive causar consequências neurológicas. Sendo assim, avaliações das atividades neurais, de manutenção das funções vitais e acessórias, interferem significativamente na definição da propedêutica a ser adotada. Para tal, esta pesquisa indica como tema de trabalho futuro o exame a ser denominado eletroespínograma, o qual registrará o traçado das ondas elétricas das atividades neurais existentes na medula espínhal ao longo das regiões cervical, torácica e lombar, através de gráficos de potencial elétrico versus tempo.

O eletromiograma, o eletrocardiograma, o eletroencefalograma são exemplos de exames empregados pela medicina baseados em medições de atividades elétricas. As partículas magnéticas, as radiografias, o “strain-gage” e o ultrassom fazem uso da eletricidade e são utilizados pela engenharia na avaliação de estruturas artificiais.

No eletroespínograma eletrodos de captação das atividades elétricas neurais deverão ser posicionados verticalmente nas costas do paciente, em aderência sobre a epiderme e o mais diretamente possível sobre a linha da medula espínhal. O número, o espaçamento entre eles e

as suas respectivas sensibilidades são fatores a serem pesquisados. Neste exame deverá existir um traçado de atividade elétrica para cada eletrodo e um traçado contendo as atividades de todos os eletrodos, de tal modo que o médico poderá avaliar a gravidade e a localização da lesão espinhal.

5.2.4 Buchas Ortopédicas

Na ortopedia são frequentes os casos de pacientes que retornam para cirurgias, devido aos desgastes ósseos provenientes dos contatos entre parafusos metálicos e ossos. Assim, esta pesquisa propõe a simulação de órtese compatível com os materiais ósseos, composta de parafuso e bucha. Esta última contendo internamente rosca de material igual ao do parafuso e externamente material biológico macio, como cartilagem.

Sendo inserida na vértebra através de furação e cola biológica flexível, a bucha deve receber o parafuso após a cura da colagem. Recomenda-se também o uso de adesivo líquido entre as roscas do parafuso e da bucha. A bucha deverá suportar as oscilações de carregamentos, comuns nas atividades cotidianas.

6

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANSYS INC.. *Ansys*[™], versão 5.3. Ansys Inc., 2004. Disponível em: <<http://www.ansys.com>>. Data de acesso: 27/julho/2009.

ANSYS INC.. *Ansys*[™], versão 6.0. Ansys Inc., 2005a. Disponível em: <<http://www.ansys.com>>. Data de acesso: 27/julho/2009.

ANSYS INC.. *Fluent*[™]. Ansys Inc., 2005b. Disponível em: <<http://www.ansys.com/products/simulation+technology/fluid+dynamics/fluid+dynamics+products/fluent>>. Data de acesso: 27/julho/2009.

AZIZ, H. N.; GALBUSERA, F.; BELLINI, C. M.; MINEO, G. V.; ADDIS, A.; PIETRABISSA, R.; BRAYDA-BRUNO, M.. Porcine models in spinal research: calibration and comparative finite element analysis of various configurations during flexion/extension. *Computational Medicine*, 2008. v. 58.

BENDSOE, M.; KIKUCHI, N.. Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method. *Journal of Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 1988. v. 71.

BROWN, M. D.; HOLMES, D. C.; HEINER, A. D.; WEHMAN, K. F.. Intraoperative measurement of lumbar spine motion segment stiffness. *Spine Journal*, 2002. v. 27.

BURKHARDT, R.. *A Practical Guide to Tensegrity Design*. Cambridge University Press, 2005.

CHAN, W.; ARBELAEZ, D.; BOSSENS, F.; SKELTON, R.. In: SPIE 11TH ANNUAL INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON SMART STRUCTURES AND MATERIALS. *Active Vibration Control of a Three-Stage Tensegrity Structure*, 2004.

CHAZAL, J.; TANGUY, A.; BOURGES, M.; GAUREL, G.; ESCANDE, G.; GUILLOT, M.; VANNEUVILLE, G.. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics*, 1985. v. 18.

CHEN, C. S.; CHENG, C. K.; LIU, C. L.; LO, W. H.. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Medical Engineering & Physics*, 2001. v. 23.

CHEN, C. S.; FENG, C. K.; CHENG, C. K.; TZENG, M. J.; LIU, C. L.; CHEN, W. J.. Biomechanical analysis of the disc adjacent to posterolateral fusion with laminectomy in lumbar spine. *Journal of Spinal Disorder Technology*, 2005. v. 18.

CHEN, S.; TAI, C.; LIN, C.; HSIEH, P.; CHEN, W.. Biomechanical comparison of a new stand-alone anterior lumbar interbody fusion cage with established fixation techniques: a three-dimensional finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorder*, 2008. v. 9.

COWIN, S. C.; DOTY, S. B.. *Tissue Mechanics*. 1ª edição. Nova York: Editora Springer, 2007.

DASSAULT SYSTÈMES CORP.. *Solidworks*TM versão 2005. Dassault Systèmes Corp., 2005. Disponível em: < <http://www.solidworks.com/sw/products/3d-cad/packages.htm>>. Data de acesso: 12/janeiro/2010.

DASSAULT SYSTÈMES CORP.. *Abaqus*TM, versão 6.5. Dassault Systèmes Corp., 2007. Disponível em: <<http://www.3ds.com/products/simulia/portfolio/abaqus>>. Data de acesso: 03/janeiro/2011.

DASSAULT SYSTÈMES CORP.. Nonlinear static analysis. *Simulation Data Sheet*, 2009. Disponível em: < <http://www.solidworks.com/sw/docs>>. Data de acesso: 12/janeiro/2010.

DASSAULT SYSTÈMES CORP.. *Simulation*[™] versão 2011. Dassault Systèmes Corp., 2011a. Disponível em: < <http://www.solidworks.com/sw/products/solidworks-simulation.htm>>. Data de acesso: 12/janeiro/2010.

DASSAULT SYSTÈMES CORP.. *Solidworks*[™] versão 2011. Dassault Systèmes Corp., 2011b. Disponível em: < <http://www.solidworks.com/sw/products/3d-cad/packages.htm>>. Data de acesso: 12/janeiro/2010.

EBERLEIN, R.; HOLZAPFEL, G. A.; SCHULZE-BAUER, C. A. J.. *In: FIFTH WORLD CONGRESS ON COMPUTATIONAL MECHANICS. Assessment of a Spinal Implant by Means of Advanced Finite Element Modeling of Intact Human Intervertebral Discs*. Viena, Áustria: 2002.

EBERLEIN, R.; HOLZAPFEL, G. A.; FROHLICH, M.. Multi-segment FEA of the human lumbar spine including the heterogeneity of the annulus fibrosus. *Computational Mechanics*, 2004. v. 34.

ELECTRONIC DATA SYSTEMS CORP.. *Femap*[™], versão 8.20. Plano, TX, USA: Electronic Data Systems Corp., 2009. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.3340%2Fjks.2010.47.6.446>>. Data de acesso: 03/janeiro/2011.

EMMERICH, D. G.. *Constructions de Reseaux Autotendantes*: Patent 1377290, 1963. França.

EVANS, J. H.; NACHEMSON. Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum). *Journal of Biomechanics*, agosto 1968, 2004. v. 3.

FISH, J.; BELYTSCHKO, T.. *A First Course in Finite Elements*. 2ª edição. Chichester: Editora Wiley, 2007.

FLEMONS, T. E.. A biotensegrity explanation for structural dysfunction in the human torso. 2007. Disponível em: <<http://www.intensiondesigns.com>>. Data de acesso: 15/setembro/2008.

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 and Engineering Journal*, 2010. v. 4.

FU, F.. Structural behavior and design methods of tensegrity domes. *Journal of Constructional Steel Research*, 2005. v. 61.

FULLER, R.. Tensegrity. *Portfolio and Art News Annual*, 1961.

FULLER, R.. *Tensile-integrity Structures*: Patent 3063521, 1962. *EUA*.

FURUYA, H.. Concept of deployable tensegrity structures in space applications. *Journal of Space Structures*, 1992. v.7.

GOEL, V. K.; MONROE, B. T.; GILBERTSON, L. G.; BRINCKMANN, P.. Interlaminar shear stresses and laminar separation in a disc: finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads. *Spine Journal*, 1995. v. 20.

GOTO, K.; TAJIMA, N.; CHOSA, E.; TOTORIBE, K.; SHINICHIRO, S.; KUROKI, H.. Effect of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis). *Journal of Orthopedics Science*, 2003. v. 8.

HALL, S. J.. *Biomecânica Básica*. 5ª edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2009.

HERRERA, A.; IBARZ, E.; CEGOÑINO, J.; LOBO-ESCOLAR, A.; PUÉRTOLAS, S.; LÓPEZ, E.; MATEO, J.; GRACIA, L.. Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. *World Journal of Orthopedics*, 2012. v. 3.

HU, H.; KUO, C.; LIN, R.; HUANG, K.; LIN, P.; ZHONG, Z.; HSEIH, M.. Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure: a finite element study. *BMC Musculoskeletal Disorder*, 2010. v. 11.

INGBER, D.. Cellular tensegrity: defining new rules for biological design that govern the cytoskeleton. *Journal of Cell Science*, 1993. v. 104.

INGBER, D.. Architecture of life. *Scientific American*, 1998. v. 52.

INUS TECHNOLOGY. *Rapidform™*, versão 2004. Inus Technology, 2004. Disponível em: <<http://www.rapidform.com>>. Data de acesso: 27/julho/2009.

IVANCIC, P. C.; COE, M. P.; NDU, A. B.; TOMINAGA, Y.; CARLSON, E. J.; RUBIN, W.; PANJABI, M. M.. Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *Spine Journal*, 2007. v. 7.

JÁUREGUI, V. G.. *Tensegridad Tensegríticas em Ciência y Arte*. Bélgica: Université de Liège Departamento de I+D, 2004.

KANAYAMA, M.; HASHIMOTO, T.; SHIGENOBU, K.; OHA, F.; ISHIDA, T.; YAMANE, S.. Intraoperative biomechanical assessment of lumbar spinal instability: validation of radiographic parameters indicating anterior column support in lumbar spinal fusion. *Spine Journal*, 2003. v. 28.

KIM, K.; LEE, S.; SUK, K.; LEE, J.; JEONG, B.. Biomechanical changes of the lumbar segment after total disc replacement: Charite®, Prodisc® and Maverick® using finite element model study. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, junho 2010. v. 6.

LEVIN, S. M.. The tensegrity-truss as a model for biotensegrity. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Virgínia: McLean, 2002. v. 2.

MEFFORD, J.; SAIRYO, K.; SAKAI, T.; HOPKINS, J.; INOUE, M.; AMARI, R.; BHATIA, N.N.; DEZAWA, A.; YASUI, N.. Modic type I changes of the lumbar spine in golfers. *Skeletal Radiology*, abril 2011.

MICRODATA TECNOLOGIA LTDA. *mDicomViewerCD*TM, versão 1.0.0. Microdata Tecnologia Ltda, 2009. Disponível em: <<http://www.microdata.com.br>>. Data de acesso: 16/março/2010.

MOTRO, R.; NAJARI, S.; JOUANNA, P.. *In: PROCEEDINGS OF THE ASCE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON SHELL AND SPATIAL STRUCTURES: COMPUTATIONAL ASPECTS. Static and Dynamic Analysis of Tensegrity Systems*. Springer, 1986.

MSC SOFTWARE CORP.. *Marc*TM. Los Angeles, USA: MSC Software Corp., 2006a. Disponível em: <<http://www.mssoftware.com>>. Data de acesso: 27/julho/2009.

MSC SOFTWARE CORP.. *Mentat*TM. Los Angeles, USA: MSC Software Corp., 2006b. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/pmc2442839>>. Data de acesso: 27/julho/2009.

NEUMANN, P.; KELLER, T. S.; EKSTROM, L.; PERRY, L.; HANSSON, T. H.; SPENGLER, D. M.. Mechanical properties of the human lumbar anterior longitudinal ligament. *Journal of Biomechanics*, 1992. v. 25.

NOLTE, L. P.; PANJABI, M. M.; OXLAND, T. R.. Biomechanical Properties of Lumbar Spinal Ligaments. *In: HEIMKE, G.; SOLTESZ, U.; LEE, A. J. C.. Clinical Implant Materials, Advances in Biomaterials*. Heidelberg, 1990.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H.. *Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético*. 3ª edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2003.

PANJABI, M. M.; BRAND, R. A.; WHITE III, A. A.. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of Biomechanics*, 1976. v. 9.

PHILIPS HEALTHCARE. *Philips mDicom*TM, versão 2010. Philips Healthcare, 2010. Disponível em: <<http://www.healthcare.philips.com/main>>. Data de acesso: 16/março/2010.

PINTAR, F. A.; YOGANANDAN, N.; MYERS, T.; ELHAGEDIAB, A.; SANCES JR., A.. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of Biomechanics*, 1992. v. 25.

PLAATS, V. D. A.; VELDHUIZEN, A. G.; VERKERKE, G. J.. Numerical simulation of asymmetrically altered growth as initiation mechanism of scoliosis. *Annals of Biomedical Engineering*, julho 2007.

PUGH, A.. *An Introduction to Tensegrity*. University of California Press, 1976.

ROHLMANN, A.; NELLER, S.; CLAES, L.; BERGMANN, G.; WILKE, H. J.. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine Journal*, 2001. v. 26.

ROHLMANN, A.; ZANDER, T.; BERGMANN, G.. Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants. *Europe Spine Journal*, 2005. v. 14.

ROHLMANN, A.; ZANDER, T.; SCHMIDT, H.; WILKE, H.; BERGMANN, G.. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behavior of a lumbar motion segment using the finite element method. *Journal of Biomechanics*, 2006. v. 39.

ROHLMANN, A.; BURRA, N. K.; ZANDER, T.; BERGMANN, G.. Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis. *Europe Spine Journal*, agosto 2007.

ROHLMANN, A.; ZANDER, T.; BURRA, N. K.; BERGMANN, G.. 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 orthobiomechanics. *Europe Spine Journal*, fevereiro 2008.

ROHLMANN, A.; MANN, A.; ZANDER, T.; BERGMANN, G.. Effect of an artificial disc on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study. *Europe Spine Journal*, janeiro 2009.

ROHLMANN, A.; BOUSTANI, H. N.; BERGMANN, G.; ZANDER, T.. A probabilistic finite element analysis of the stresses in the augmented vertebral body after vertebroplasty. *Europe Spine Journal*, setembro 2010.

ROTH, B.; WHITELEY, W.. Tensegrity frameworks. *Transactions of the American Mathematical Society*, 1981. v. 265.

SHIN, D.; LEE, K.; KIN, D.. Biomechanical study of lumbar dynamic stabilization device using finite element method. *Computer-Aided Design: Human Modeling and Applications*, julho 2007. v. 39.

SHIRAZI-ADL, A.; AHMED, A. M.; SHRIVASTAVA, S. C.. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine Journal*, 1986. v. 11.

SIEMENS AG. *Syngo*TM, versão 2006. Berlin: Siemens AG, 2006. Disponível em: <<http://healthcare.siemens.com/medical-imaging-it/clinical-imaging-applications>>. Data de acesso: 16/março/2010.

SMIT, T.; DGARD, A.; SCHNEIDER, E.. Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine Journal*, 1997. v. 22.

SULTAN, C.; SKELTON, R.. A force and torque tensegrity tensor. *Sensors and Actuators*, 2004. v. 112.

TENCER, A. F.; AHMED, A. M.; BURKE, D. L.. Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint, intact and injured. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1982. v. 104.

TEO, J. C.; CHUI, C.; WANG, Z.; ONG, S.; YAN, C.; WANG, S.; WONG, H.; TEOH, S.. Heterogeneous meshing and biomechanical modeling of human spine. *Medical Engineering & Physics*, março 2007. v. 29.

TIBERT, A.. *Deployable Tensegrity Structures for Space Applications*. 2003. PhD Thesis – Royal Institute of Technology.

TIMOSHENKO, S.; YOUNG, D.. *Cats' Paws and Catapults: Mechanical Worlds of Nature and People*. W.W. Norton and Company, 2000.

TUR, J. M. M.; JUAN, S. H. Z.. *Tensegrity Frameworks: Static Analysis Review*. Instituto de Robótica i Informática Industrial (IRI), Espanha, 2007.

VENA, P.; FRANZOSO, G.; GASTALDI, D.; CONTRO, R.; DALLOLIO, V.. A finite element model of the L4-L5 spinal motion segment: biomechanical compatibility of an interspinous device. *Computer Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering*, 2005. v. 8.

VISUALIZATION SCIENCES GROUP. *Amira*[™], versão 3.1.1. Visualization Sciences Group, 2006. Disponível em: <<http://www.vsg3d.com>>. Data de acesso: 27/julho/2009.

VOLUME GRAPHICS CO.. *VGStudio Max*[™]. Volume Graphics Co., 2005. Disponível em: <<http://www.volumegraphics.com/en/products/vgstudio-max.html>>. Data de acesso: 27/julho/2009.

WAINWRIHT, S. A.; BIGGS, W. D.; CURREY, J. D.; GOSLINE, J. M.. *Mechanical Design in Organisms*. 2ª edição. Nova Jersey: Editora Princeton, 1982.

WHITE, A. A.; PANJABI 3RD, M. M.. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2ª edição. Filadélfia, Toronto: J. B. Lippincott Co., 1990.

WOLF, A.; SHOHAM, M.; MICHAEL, S.; MOSHE, R.. Morphometric study of the human lumbar spine for operation-workspace specifications. *Spine Journal*, 2001.

WU, H.C.; YAO, R.F.. Mechanical behavior of the human annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*, 1967. v. 9.

YAMAMOTO, I.; PANJABI, M.M.; CRISCO, T.; OXLAND, T.. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine Journal*, 1989. v. 14.

ZANDER, T.; ROHLMANN, A.; BERGMANN, G.. Influence of ligament stiffness on the mechanical behavior of a functional spinal unit. *Journal of Biomechanics*, julho 2004. v. 37.

ZHANG, Q.H.; TEO, E. C.. Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease. *Medical Engineering & Physics*, dezembro 2008. v. 30.

ZHONG, Z.; WEI, S.; WANG, J.; FENG, C.; CHEN, C.; YU, C.. Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. *Medical Engineering & Physics*, janeiro 2006. v. 28.

7

BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTAR

ABEL, J. F.. *Introduction to the Finite Element Method: A Numerical Method for Engineering Analysis*. Nova York: Van Nostrand Reinhold Co., 1972.

ALLARD, P.; STOKES, V. P.; BLANCHI, J. P.. *Three-dimensional Analysis of Human Movement*. 1ª edição. Windsor: Human Kinetics, 1995.

ALVES FILHO, A.. *Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE*. Editora Érica, 2005.

AN, Y. H.; DRAUGHN, R. A.. *Mechanical Testing of Bone and the Bone- implant Interface*. Nova York: CRC Press, 2000.

BELEGUNDU, A. D.. *Introduction to Finite Elements in Engineering*. 2ª edição. Nova Jersey: Prentice-Hall, 1997.

BRONSTEIN, A. M.; BRANT, T.; WOOLLACOTT, M. H.. *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. Londres: Arnold, 1996.

BRUCKNER, J.. *The Gait Workbook. A practical Guide to Clinical Gait Analysis*. 1ª edição. Thorofare, Nova Jersey: J. H. Bond, 1998.

BUCKLEY, J. M.; LOO, K.; MOTHERWAY, J.. Comparison of quantitative computed tomography-based measures in estimative vertebral compressive strength. *Bone*, 2007. v. 40.

BUSSCHER, I.; PLOEGMAKERS, JORIS J. W.; VERKERKER, G. J.; VELDHUIZEN, A. G.. Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine. *Europe Spine Journal*, julho 2010.

CARTER, D. R.; HAYES, W. C.. The behavior of bone as a two-phase porous structure. *Journal of Bone Joint Surgery*, 1977. v. 59A.

CHUI, C.; WANG, Z.; ZHANG, J.; ONG, J. S.; BIAN, L.; TEO, J. C.; YAN, C.; ONG, S.; WANG, S.; WONG, H.; TEOH, S.. Finite element mesh generation program for specific patients. *Advances in Engineering Programming*, fevereiro 2009.

COHEN, H.. *Neuroscience for Rehabilitation*. 2ª edição. Filadélfia: Williams & Wilkins, 1999.

COWIN, S. C.. *Bone Mechanics Handbook*. CRC Press, 2000.

CRAIK, R. L.; OATIS, C. A.. *Gait Analysis. Theory and Application*. 1ª edição. Toronto: Mosby, 1995.

CRAWFORD, R. P.; CANN, C. E.; KEAVENY, T. M.. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone*, 2003. v. 33.

CRAWFORD, R. P.; ROSENBERG, W. S.; KEAVENY, T. M.. Quantitative computed tomography-based finite element models of the human lumbar vertebral body: effect of element size on stiffness, damage, and fracture strength estimates. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2003. v. 125.

DAVIES, G. J.. *A Compendium of Isokinetic in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*. 4ª edição. Onalaska: S&S Publishers, 1992.

DVIR, Z.. *Isokinetics, Muscle testing, Interpretation and Clinical Applications*. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1995.

ESWARAN, S. K.; GUPTA, A.; KEAVENY, T. M.. Locations of bone tissue at high risk of initial failure during compressive loading of the human vertebral body. *Bone*, 2007. v. 41.

EVANS, R. C.. *Exame Físico Ortopédico Retratado*. 2º edição. Barueri: Editora Manole Ltda, 2003.

FANTIGROSSI, A.; GALBUSERA, F.; RAIMONDI, M. T.; SASSI, M.; FORNARI, M.. Biomechanical analysis of cages for posterior lumbar interbody fusion. *Medical Engineering & Physics*, 2007. v. 29.

FUNG, Y.. *Biomechanical Properties of Living Tissues*. Nova York: Springer-Verlag, 1981.

GROOVER, M. P. E.; ZIMMERS JR., E. W.. *CAD/CAM: Computer Aided Design and Manufacturing*. Prentice-Hall, 1984.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.. *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. Editora Manole Ltda, 1999.

HANAOR, A.. Aspects of design of double layer tensegrity domes. *Journal of Space Structures*, 1992. v. 7.

HANAOR, A.. Geometrically rigid double-layer tensegrity grids. *Journal of Space Structures*, 1994. v. 9.

HIGGINS, K. B.; SINDALL, D. R.; CUITINO, A. M.; LANGRANA, N. A.. Biomechanical alterations in intact osteoporotic spine due to synthetic augmentation: finite element investigation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2007. v. 129.

HILL, A. V.. *The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle*. Proceedings of the Royal Society of Londres, 1938. Series B 126.

HUYNH, A.; AUBIN, C.; RAJWANI, T.; BAGNALL, K. M.; VILLEMURE, I.. Pedicle growth asymmetry as a cause of adolescent idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *Europe Spine Journal*, abril 2007.

IVANCIC, P. C.; COE, M. P.; NDU, A. B.; TOMINAGA, Y.; CARLSON, E. J.; RUBIN, W.; PANJABI, M. M.. Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments. *Spine Journal*, 2009. v. 20.

JONES, A. C.; WILCOX, R. K.. Finite element analysis of the spine: toward a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Medical Engineering & Physics*, dezembro 2008. v. 30.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL T. M.. *Fundamentos da Neurociência e do Comportamento*. Rio de Janeiro: Prentice-Hall do Brasil, 1997.

KNIGHT, C. E.. *The Finite Element Method in Mechanical Design*. PWS-Kent Publ. Co., 1993.

LEVEAU, B. F.. *Biomechanics of Human Motion*. 3ª edição. Filadélfia: Saunders Co., 1992.

LIEBSCHNER, M. A. K.; ROSENBERG, W. S.; KEAVENY, T. M.. Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty. *Spine Journal*, 2001. v. 26.

MIMURA, M.; PANJABI, M. M.; OXLAND, T. R.; CRISCO, J. J.; YAMAMOTO, I.; VASAVADA, A.. Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. *Spine Journal*, 1994. v. 19.

MOTRO, R.. Tensegrity systems: the state of the art. *Journal of Space Structures*, 1992. v. 7.

MOTRO, R.. *Tensegrity: Structural Systems for the Future*. Londres: Editora Koogan, 2003.

NIGG, B. M.; HERZOG, W.. *Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 1ª edição. Toronto: John Wiley & Sons, 1994.

NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K.. *Joint Structure and Function*. 2ª edição. Filadélfia: F. A. Davis, 1992.

OVERAKER, D. W.; LANGRANA, N. A.; CUITINO, A. M.. Finite element analysis of vertebral body mechanics with a nonlinear microstructural model for the trabecular core. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1999. v. 121.

PALM III, W.. *Analysis and Control of Dynamic Systems*. Nova York: McGraw-Hill Book Co., 1978.

PANJABI, M. M.; GOEL, V. K.; OXLAND, T.; TAKATA, K.; DURANCEAU, J.; PRICE, M.. Human lumbar vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy. *Spine Journal*, 1992. v. 17.

PEREIRA, M. M.. *Biomateriais: Fundamentos e Aplicações*. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006.

SCHROEDER, Y.; WILSON, W.; HUYGHE, J. M.; BAIJENS, F. P. T.. Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc. *Europe Spine Journal*, agosto 2006. Suplemento 3.

SCHULTZ, D. G. E.; MELSA, J. L.. *State Functions and Linear Control Systems*. Nova York: McGraw-Hill Book Co., 1967.

SEGERLIND, L. J.. *Applied Finite Element Analysis*. 2ª edição. Nova York: John Wiley, 1984.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H.. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995.

SKELTON, R.; HELTON, J.; ADHIKARI, R.; PINAUD, J.; CHAN, W.. *An Introduction to the Mechanics of Tensegrity Structures*. CRC Press, 2002.

SMEATHERS, J. E.; JOANES, D. N.. Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens. *Journal of Biomechanics*, 1988. v. 21.

SMITH, L. J.; NERURKAR, N. L.; CHOI, K.; HARFE, B. D.; ELLIOTT, D. M.. Degeneration and regeneration of the intervertebral disc: lessons from development. *Disease Modeling Mechanics*, janeiro 2011.

SNELL, R. S.. *Clinical and Functional Histology for Medical Students*. Boston: Little Brown, 1984.

SNELSON, K.. *Continuous Tension, Discontinuous Compression Structures*: Patent 3169611, 1965. *EUA*.

STEMPER, B. D.; BOARD, D.; WOLFLA, C. E.. Biomechanical properties of human thoracic spine disc segments. *Journal of Craniovertebrae Junction Spine*, jan-jun 2010.

TSCHIRHART, C. E.; NAGPURKAR, A.; WHYNE, C. M.. Effects of tumor location, shape and surface serration on burst fracture risk in the metastatic spine. *Journal of Biomechanics*, 2004. v. 37.

VADAPALLI, S.; SAIRYO, K.; GOEL, V. K.; ROBON, M.; BIYANI, A.; KHANDHA, A.. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion—a finite element study. *Spine Journal*, 2006. v. 31.

WARD, S. R.; TOMIYA, A.; REGEV, G. J.; THACKER, B. E.; BENZL, R. C.; KIM, C. W.; LIEBER, R. L.. Passive mechanical properties of the lumbar multifidus muscle support - its role as a stabilizer. *Journal of Biomechanics*, julho 2009. v. 42.

WEINSTEIN, S. L.; BUCKWALTER, J. A.. *Ortopedia de Turek*. 5ª edição. Editora Manole Ltda, 2000.

WHYNE, C. M.; HU, S. S.; LOTZ, J. C.. Burst fracture in the metastatically involved spine: development, validation, and parametric analysis of a three-dimensional poroelastic finite-element model. *Spine Journal*, 2003. v. 28.

WINTER, D. A.. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3ª edição. Waterloo: John Wiley & Sons Inc., 2005.

ZATSIORSKY, V. M.. *Kinematics of Human Motion*. 1ª edição. Toronto: Human Kinetics, 1998.

APÊNDICE A

**DISTRIBUIÇÕES DAS TENSÕES PRINCIPAIS NAS SIMULAÇÕES
DA COLUNA LOMBAR HUMANA**

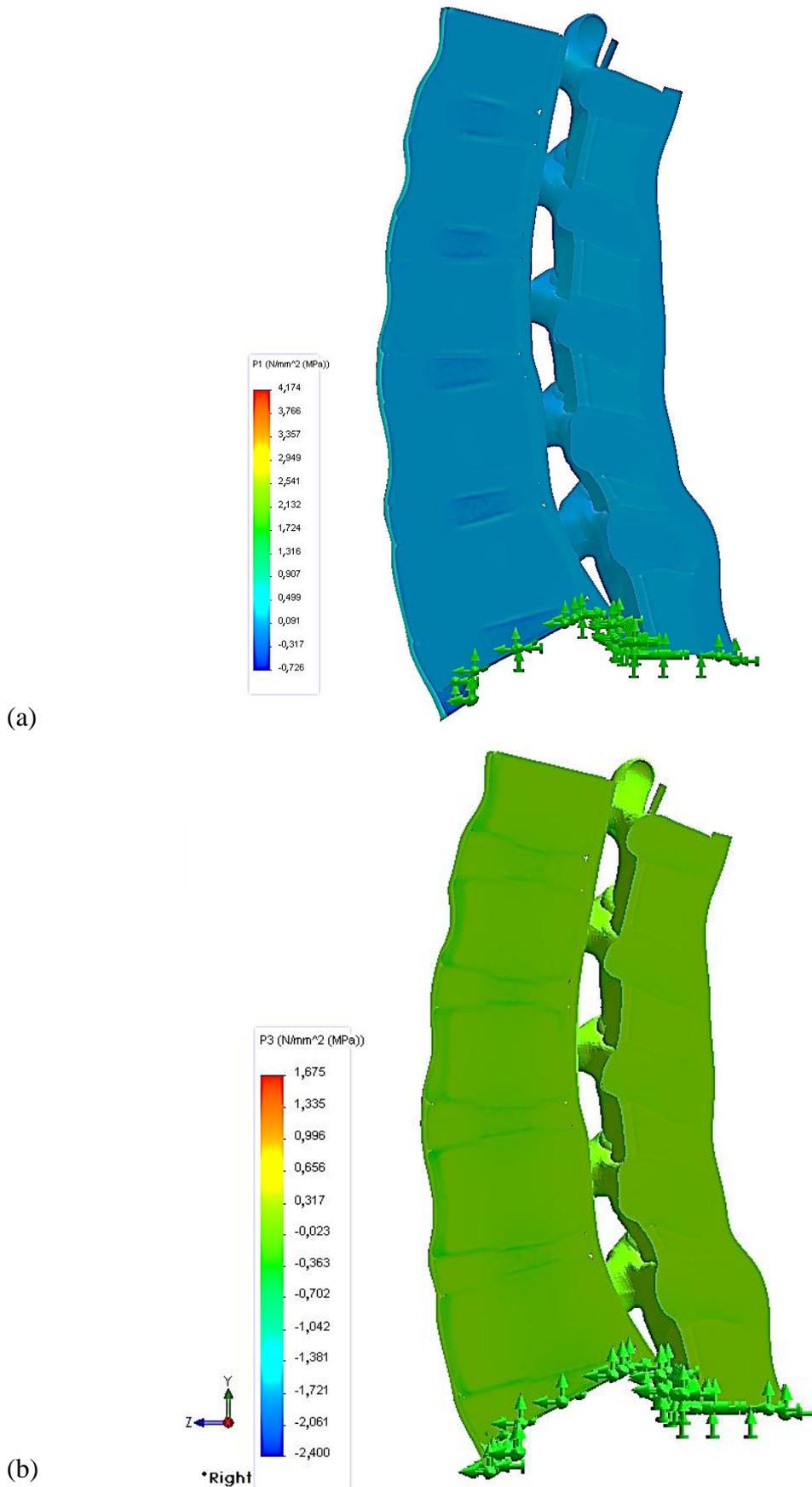


Figura A.1 – Distribuições das Tensões Principais, (a) Máxima e (b) Mínima, na Configuração Inicial de Equilíbrio, Vista Lateral Esquerda em Corte

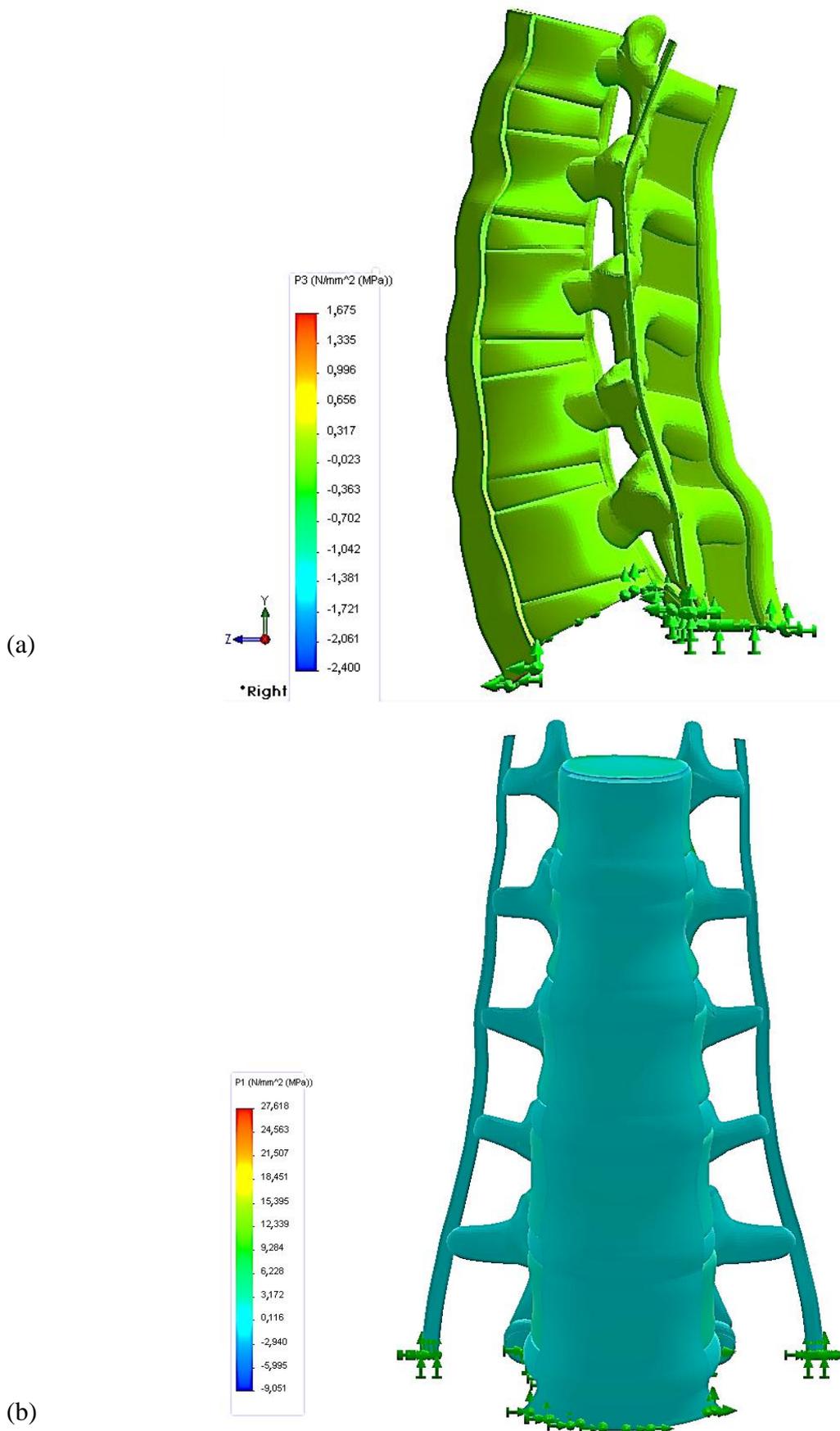


Figura A.2 – Distribuições das Tensões Principais, (a) Mínima na Configuração Inicial de Equilíbrio, Vista Lateral Esquerda, e (b) Máxima em Flexão, Vista Anterior

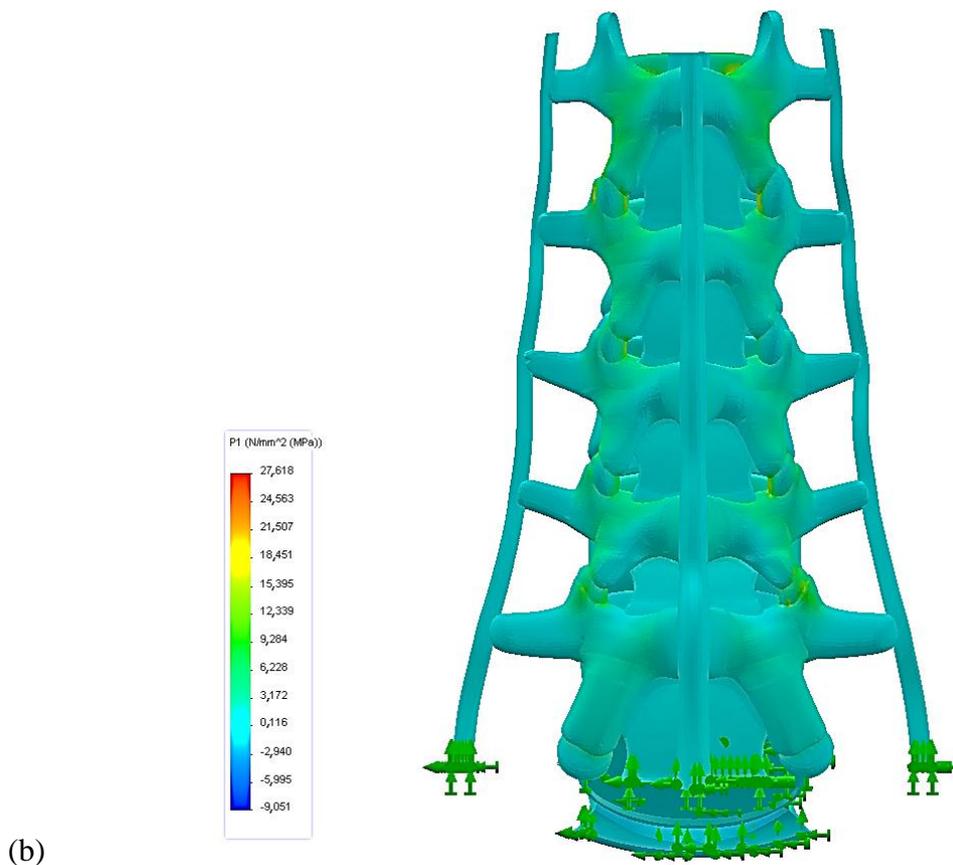
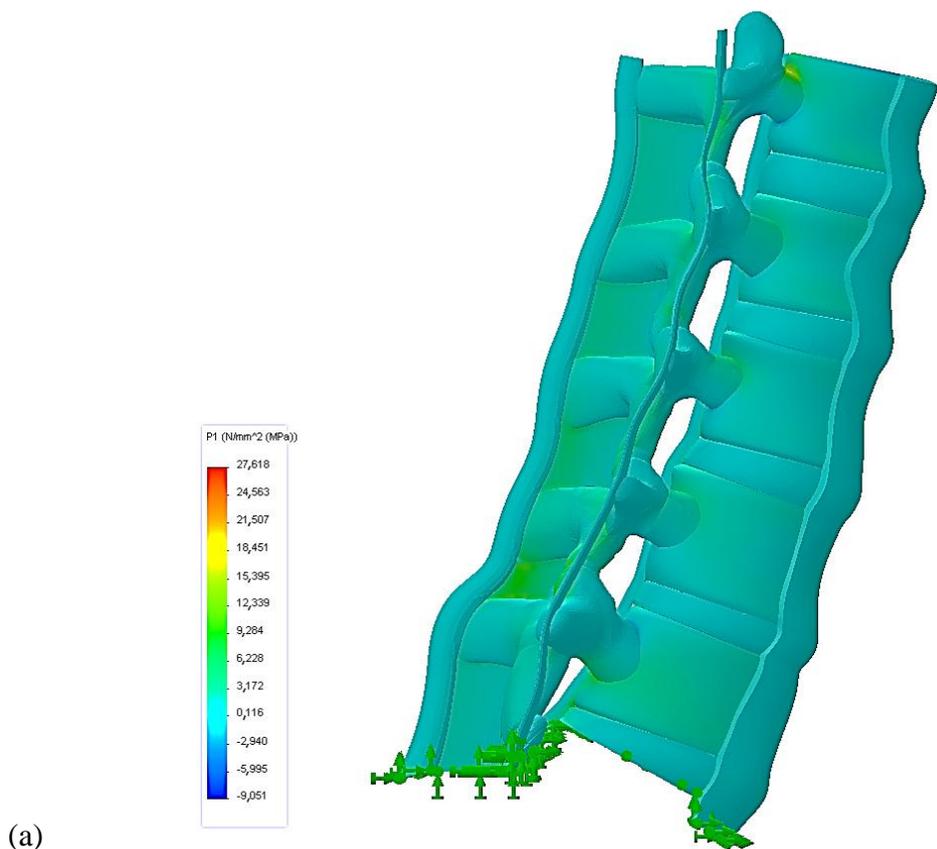


Figura A.3 – Distribuição da Tensão Principal Máxima em Flexão, (a) Vista Lateral Direita e (b) Vista Posterior

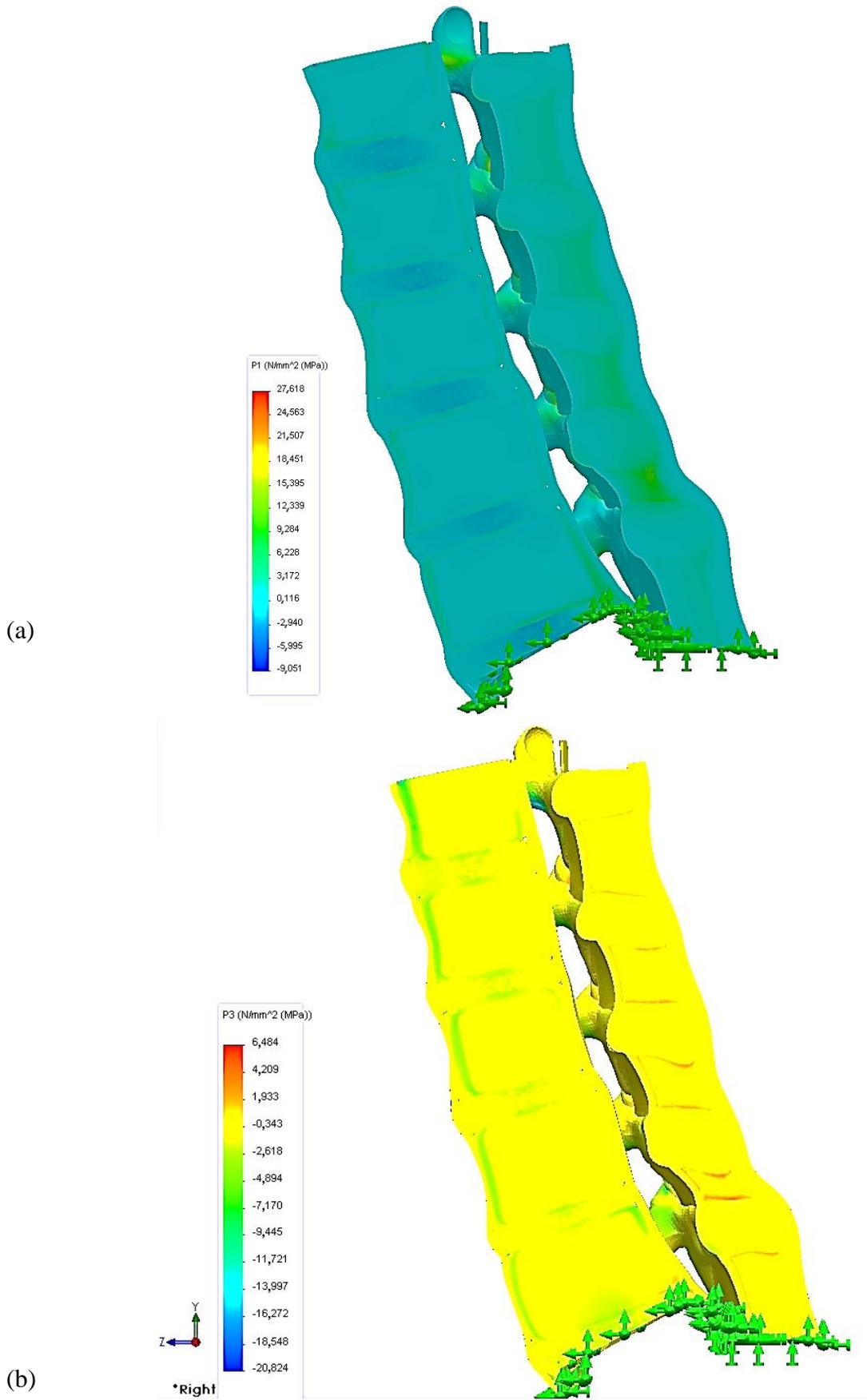


Figura A.4 – Distribuições das Tensões Principais, (a) Máxima e (b) Mínima, em Flexão, Vista Lateral Esquerda em Corte

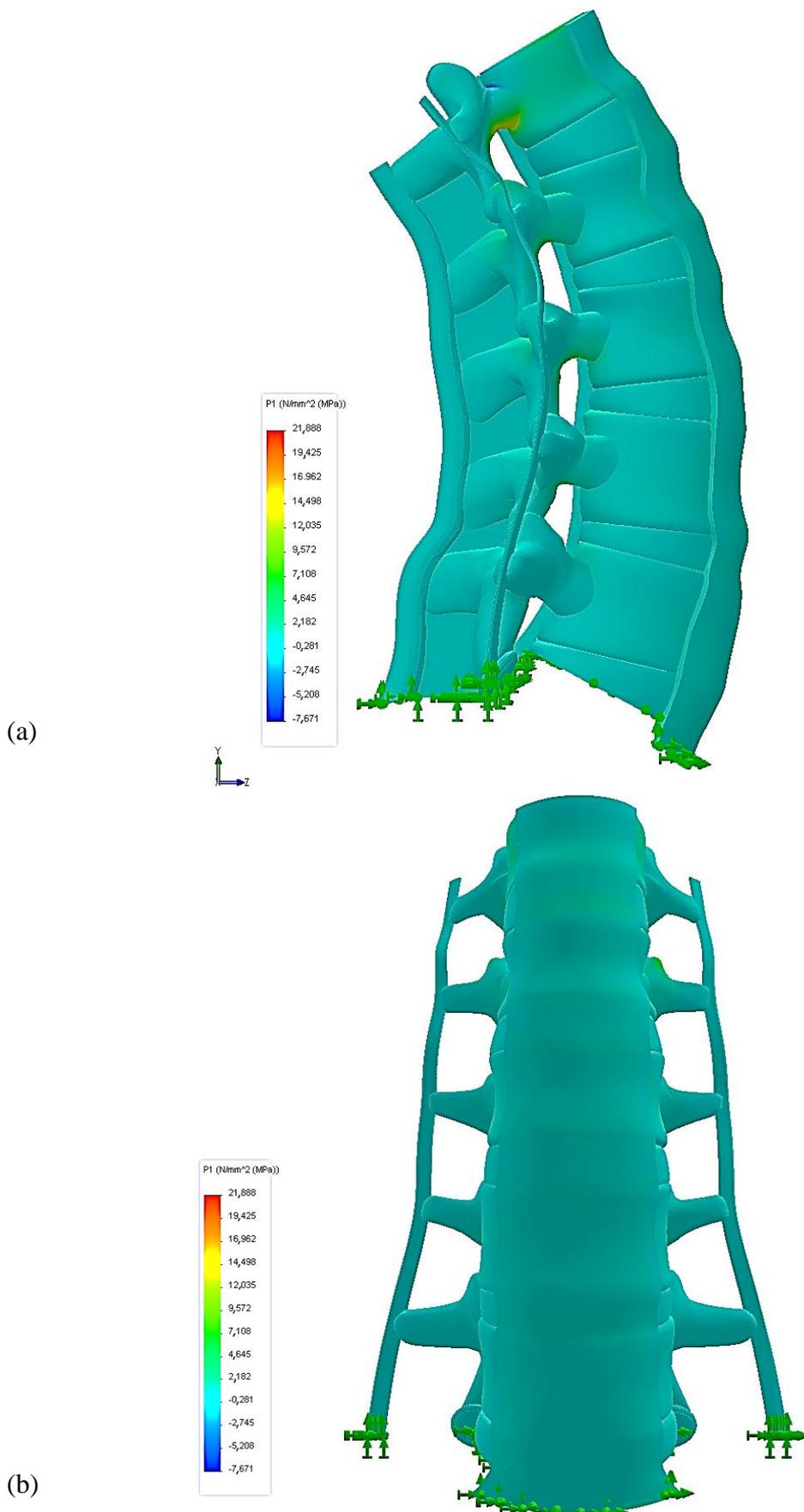
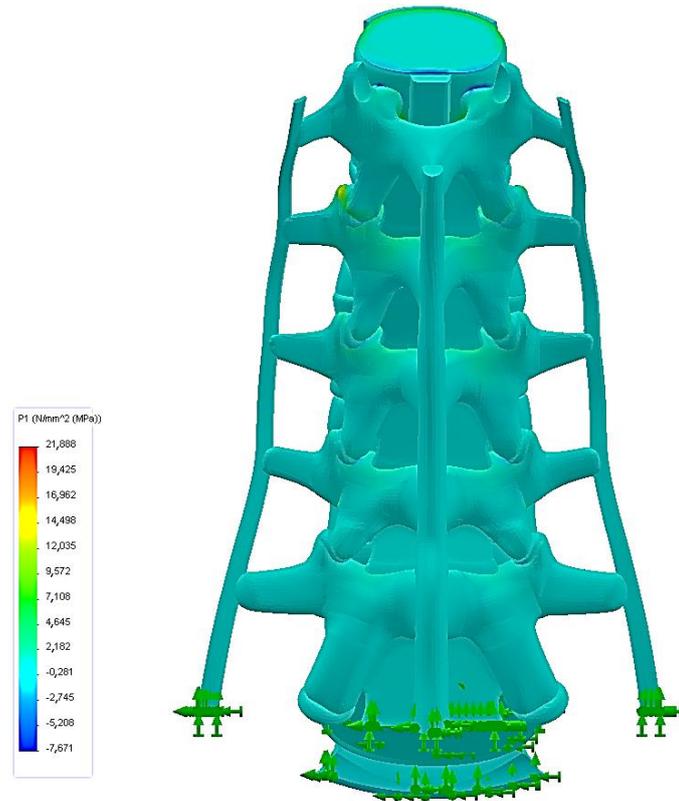
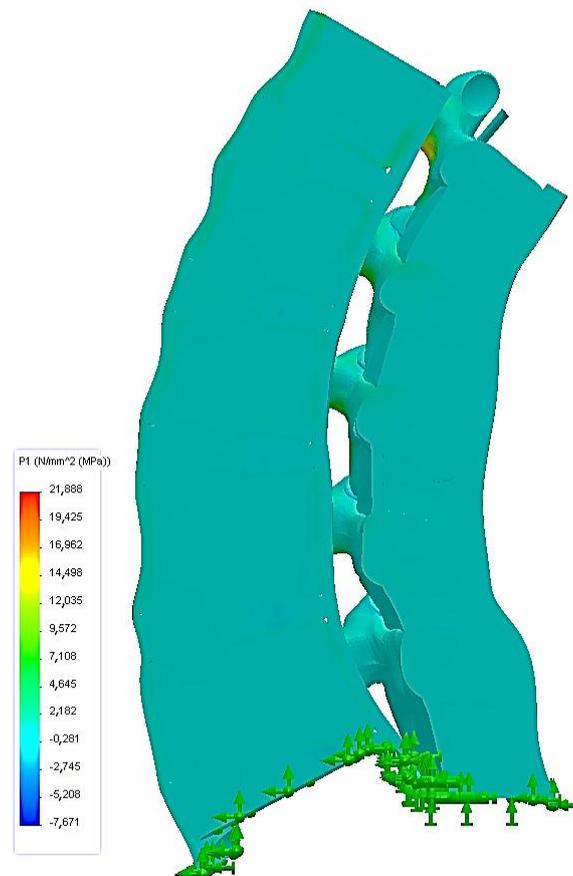


Figura A.5 – Distribuição da Tensão Principal Máxima em Extensão, (a) Vista Lateral Direita e (b) Vista Anterior



(a)



(b)

Figura A.6 – Distribuição da Tensão Principal Máxima em Extensão, (a) Vista Posterior e (b) Vista Lateral Esquerda em Corte

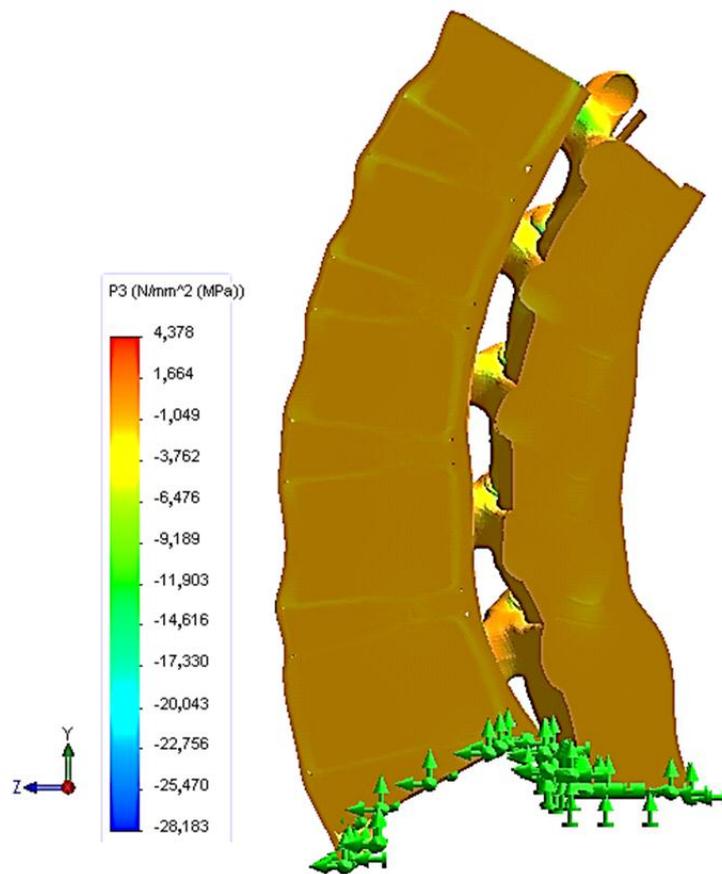


Figura A.7 – Distribuição da Tensão Principal Mínima em Extensão, Vista Lateral Esquerda em Corte

ANEXO B

TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DA COLUNA LOMBAR HUMANA

Durante o estudo de tomografias foi utilizado o programa Syngo™ (Siemens AG, 2006). As Figs. B.1 e B.2 mostram tomografia da coluna lombar de um mesmo paciente em seis vistas.

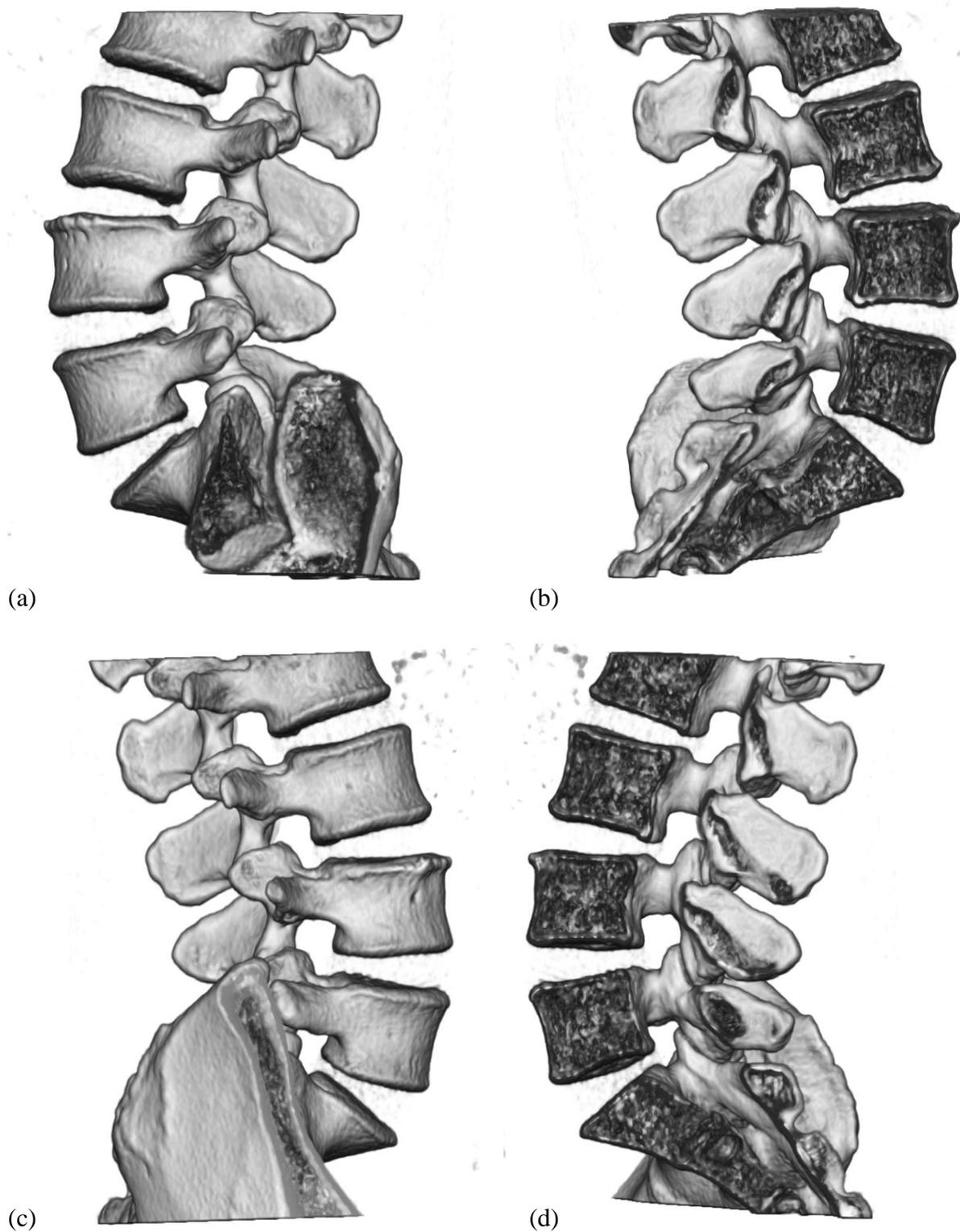


Figura B.1 – Coluna (a) Vista Lateral Esquerda, (b) Vista Lateral Direita em Corte, (c) Vista Lateral Direita e (d) Vista Lateral Esquerda em Corte

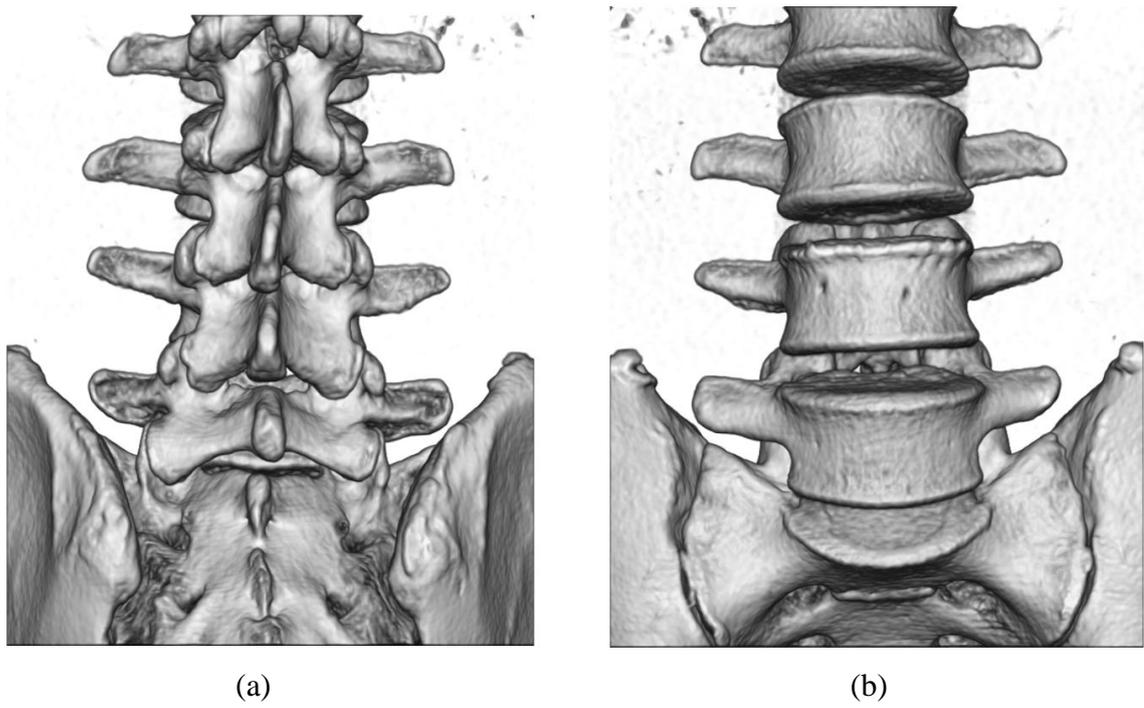


Figura B.2 – Coluna (a) Vista Posterior e (b) Vista Anterior

O pré-texto, o texto e o pós-texto deste trabalho foi formatado conforme as novas diretrizes de formatação, inclusive com numeração de páginas adequada para impressão em frente e verso.