



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO

PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO

DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS AMBIENTAIS E TECNOLÓGICAS

CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

CARLOS ADOLFO ROCHA DE OLIVEIRA

**SIMULAÇÃO DINÂMICA DE UM CONJUNTO DE VERTEBRAS LOMBARES
SUBMETIDAS A CIRURGIA DE ARTRODESE LOMBAR**

MOSSORÓ

2018

CARLOS ADOLFO ROCHA DE OLIVEIRA

**SIMULAÇÃO DINÂMICA DE UM CONJUNTO DE VERTEBRAS LOMBARES
SUBMETIDAS A CIRURGIA DE ARTRODESE LOMBAR**

Monografia apresentada a Universidade Federal Rural do Semi-Árido como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Alex Sandro de Araújo Silva

MOSSORÓ

2018

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

a239s adolfo, carlos adolfo rocha de oliveira.
SIMULAÇÃO DINÂMICA DE UM CONJUNTO DE VERTEBRAS
LOMBARES SUBMETIDAS A CIRURGIA DE ARTRODESE
LOMBAR / carlos adolfo rocha de oliveira adolfo.
2018.
52 f. : il.

Orientador: Alex Sandro de Araújo Silva Sandro.
Monografia (graduação) – Universidade Federal
Rural do Semi-árido, Curso de Engenharia
Mecânica, 2018.

1. Dinâmica de Multi-Corpos. 2. Biomecânica da
Coluna Vertebral. 3. Elementos Finitos. 4.
Artrodese Lombar. I. Sandro, Alex Sandro de
Araújo Silva, orient. II. Título.

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

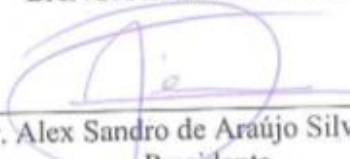
CARLOS ADOLFO ROCHA DE OLIVEIRA

**SIMULAÇÃO DINÂMICA DE UM CONJUNTO DE VERTEBRAS LOMBARES
SUBMETIDAS A CIRURGIA DE ARTRODESE LOMBAR**

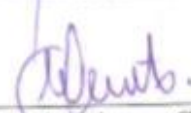
Monografia apresentada a Universidade
Federal Rural do Semi-Árido como requisito
para obtenção do título de Bacharel em
Engenharia Mecânica.

Defendida em: 16 / 04 / 2018.

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Alex Sandro de Araújo Silva (UFERSA)
Presidente



Prof. Dr. Fabricio José Nobrega Cavalcante (UFERSA)
Membro Examinador



Prof. Dr. Zoroastro Torres Vilar (UFERSA)
Membro Examinador

AGRADECIMENTOS

Devo meus sinceros agradecimentos a minha família, meu pai Carlos Alberto Bezerra de Oliveira e minha mãe Sandra Helena Rocha de Oliveira, por todo apoio, carinho, força, amor, incentivo e educação que me foi dado durante toda minha vida.

Agradecer a Deus pela saúde, força e fé, que sempre me protegeu durante essa longa jornada de aprendizagem.

Agradecer a minha amada companheira Lyzandra Lais de Almeida Lemos, por todo amor e carinho compartilhado.

Aos amigos que fiz durante esses longos anos de graduação, em especial a Arlean Fernandes, Vinicius Alves, Leonardo Valentin, Pablo Niro, Moisés, Pedro, Maxwell Jácome e Jerdison Lima.

Agradeço ao meu orientador professor Alex Sandro de Araújo Silva, pela oportunidade da pesquisa realizada e por todo apoio teórico disponibilizado. Devido aos seus ensinamentos que despertei o apegue pela simulação numérica.

Agradeço a banca Examinadora pela disponibilidade de avaliar meu estudo, por todas as dicas de aprimoramento e conhecimento compartilhado.

Agradecer a todos os professores que fizeram parte do meu aprendizado, vocês tem grande parcela em todo conhecimento que adquiri durante a graduação.

Agradecer também a expert3D de Manaus que cede licenças de NXTM a UFERSA. A Siemens PLM desenvolvedora do NXTM. A MotionPortTM de Ann Arbor Michigan empresa distribuidora do RecurdynTM para as Américas, e a empresa FunctionBay, empresa coreana desenvolvedora do RecurdynTM. Todas elas cedem licenças e suporte técnico, que foram altamente necessários para o desenvolvimento deste estudo.

RESUMO

De uma forma geral, a engenharia apresenta um papel importante em solucionar problemas em diversas áreas, como a medicinal, onde estudos viabilizam o avanço em tratamentos e novos métodos cirúrgicos. Neste contexto, a coluna vertebral compreende uma estrutura complexa muito importante no corpo humano. Ela é responsável de realizar vários movimentos e dá mobilidade a estrutura vertebral, sofrendo assim diferentes tipos de esforços. Os principais problemas que ocorrem na coluna vertebral são devido a patologias ortopédicas e traumáticas que são geradas pelo tratamento, onde são inseridos fixadores internos nos pedículos posteriores até os corpos vertebrais. Portanto, a biomecânica tem um papel fundamental nos testes e simulações padronizados, com o objetivo de simular os esforços que são gerados na coluna devido a movimentação. Dessa forma, a meta é reduzir as falhas mecânicas que levam o paciente a refazer o procedimento cirúrgico num horizonte de cinco anos em 30% dos casos. Logo, a avaliação dinâmica dessa estrutura é necessária para estabelecer parâmetros que auxiliem aos engenheiros a compreender a biomecânica da coluna vertebral. Neste estudo, foi desenvolvido a elaboração de um modelo da coluna lombar utilizando a dinâmica de Multi-Corpos, realizando simulações de movimentação características da coluna, tais como, flexão-extensão, flexão lateral e torção, onde foram analisados os esforços nos discos gerados por tais movimentos, bem como os deslocamentos das vertebbras da coluna natural e com aparelhagem da artrodese. A modelagem biomecânica computacional da coluna vertebral foi baseada na técnica de Dinâmica de Corpos Flexíveis por meio dos aplicativos de software NXTM CAD v10 e RECURDYNTM v9R1, para modelagem da estrutura lombar e a simulação dos movimentos. Os movimentos foram gerados através da aplicação de torques de 10000 Nmm na vertebra L4 do modelo. Os resultados obtidos foram comparados com resultados disponíveis na literatura científica, e mostraram coerência com os estudos já realizados, em que as tensões nos discos não sofreram grandes variações devido a aparelhagem cirúrgica, e a redução na amplitude de movimento.

Palavras-chave: Dinâmica de Multi-Corpos; Biomecânica da Coluna Vertebral, Elementos finitos, Artrodese Lombar.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Coluna Vertebral.....	17
Figura 2- Regiões da Vertebra Lombar.	18
Figura 3- Osso Cortical e Trabecular.	19
Figura 4- Regiões do Disco.	20
Figura 5- Unidade Básica Funcional da Coluna Vertebral.....	21
Figura 6 Simulação dinâmica da coluna: (a) Flexão/Extensão; (b) Inclinação Lateral.....	22
Figura 7 Comparação da Rigidez Média com 10Nm de torque.	23
Figura 8- Malha gerada pelo Ansys TM com as cargas aplicadas e as restrições.....	25
Figura 9- Técnicas de fixação.....	26
Figura 10- Modelo de elementos finitos da coluna lombar.	29
Figura 11- Análise de Tensões no Disco.	30
Figura 12- Geometria aproximada das vertebrae lombares.	31
Figura 13- Geometria aproximada dos Discos.	32
Figura 14- Modelo CAD da coluna Lombar simplificada.....	33
Figura 15- Modelo simplificado da coluna com aparelhagem cirúrgica.	33
Figura 16- Disco L5-S1	34
Figura 17- Haste de Fixação.....	35
Figura 18- Torque no eixo X.	37
Figura 19- Torque no eixo Y (a) Vista Frontal, (b) Vista Inferior.	39

Figura 20- Torque no eixo Z.....	40
Figura 21- Torque combinado nos eixos Y e Z.	41
Figura 22- Análise de Tensões nas hastes de fixação.....	42
Figura 23- Toque no eixo X com Haste de Fixação. (a) Vista Lateral, (b) Vista Isométrica...	43
Figura 24- Toque no eixo Y com Haste de Fixação. (a) Vista Frontal (b) Vista Inferior	44
Figura 25- Toque no eixo Z com Haste de Fixação. (a) Vista Frontal (b) Vista Inferior.....	45
Figura 26- Toque nos eixos Y e Z com Haste de Fixação.....	46

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Deslocamentos angulares das três técnicas de fixação.	27
Gráfico 2- Análise de Tensões.....	28
Gráfico 3- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo X	38
Gráfico 4- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo Y.	39
Gráfico 5- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo Z.....	40
Gráfico 6- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque nos eixos Y e Z.	41
Gráfico 7- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo X com Haste. .	43
Gráfico 8- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo Y.	44
Gráfico 9- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo Z.....	45
Gráfico 10- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque nos eixos Y e Z.	46

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Deslocamentos, Tensão e Deformação.	25
Quadro 2- Dimensões aproximadas das vertebrae lombares.	32
Quadro 3- Dimensões aproximadas das vertebrae lombares.	32
Quadro 4- Propriedades dos componentes do estudo.....	35
Quadro 5- Comparação entre os Deslocamentos Angulares	47
Quadro 6- Comparação entre as tensões.....	48
Quadro 7- Comparação de deslocamentos	48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

L1	Primeira Vertebra Lombar
L2	Segunda Vertebra Lombar
L3	Terceira Vertebra Lombar
L4	Quarta Vertebra Lombar
L5	Quinta Vertebra Lombar
L1-L2	Disco localizado entre as vertebrae L1 e L2
L2-L3	Disco localizado entre as vertebrae L2 e L3
L3-L4	Disco localizado entre as vertebrae L3 e L4
L4-L5	Disco localizado entre as vertebrae L4 e L5

LISTA DE SÍMBOLOS

Mpa	Mega Pascal
N/m	Newtons por metro
Nm	Newton metro
Nmm	Newton milímetro
%	Porcentagem
N	Newtons
°	Graus

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 Justificativa	15
1.2 Objetivos do Trabalho	16
1.2.1 Objetivo Geral	16
1.2.2 Objetivos Específicos	16
1.3 Metodologia.....	16
2 REFERENCIAL TEÓRICO	17
2.1 Biomecânica da Coluna Vertebral	17
2.1.1 Corpo vertebral, elementos posteriores e juntas articuladas.....	18
2.1.2 Discos intervertebrais	19
2.1.3 Unidade Funcional da Coluna vertebral	21
2.2 Estudos de Simulação da coluna Lombar	22
2.2.1 Modelo Virtual da Coluna Lombar baseado na Dinâmica de Multi-Corpos.....	22
2.2.2 Análise de Elementos Finitos aplicada na Coluna Lombar	24
2.2.4 Redução das Tensões nos Discos adjacentes via Instrumentação Dinâmica.....	28
3 Modelo da Coluna Lombar.....	31
3.1 Geometria CAD	31
3.2 Modelo de Elementos Finitos.....	34
3.3 Simulação Dinâmica do Modelo.....	36
4 RESULTADOS E DISCURSÕES.....	37
4.1 Simulação do modelo da coluna Natural.....	37
4.1.1 Torque no eixo X sem aparelhagem cirúrgica.....	37

4.1.2 Torque no eixo Y sem aparelhagem cirúrgica.....	38
4.1.3 Torque no eixo Z sem aparelhagem cirúrgica	39
4.1.4 Torque combinado nos Eixos Y e Z sem aparelhagem cirúrgica	41
4.2 Simulação do modelo da Coluna Lombar com aparelhagem cirúrgica	42
4.2.1 Torque no eixo X com aparelhagem cirúrgica da artrodese	43
4.2.2 Torque no eixo Y com aparelhagem cirúrgica da artrodese	44
4.2.3 Torque no eixo Z com aparelhagem cirúrgica da artrodese	45
4.2.4 Torque combinado nos eixos Y e Z com aparelhagem cirúrgica da artrodese	46
4.3 Discursões	47
5 CONCLUSÃO.....	50
REFERÊNCIAS	51

1 INTRODUÇÃO

A coluna vertebral, é uma estrutura do corpo humano que permite a realização de movimentos ao mesmo tempo que confere estabilidade e proteção para a medula e terminações nervosas sob uma variedade de condições de movimentos (ZHAN et al., 2015). Devido a essas condições, a coluna vertebral sofre esforços, tais como, flexão-extensão, flexão lateral e torção, sendo uma parte muito vulnerável do nosso esqueleto e, portanto, está sujeito a muitos problemas ortopédicos (SANTOS; PAULIN, 2007).

Existem várias patologias que geram mau funcionamento de uma ou mais funções da coluna vertebral, ocasionando perda na instabilidade da coluna e necessidade de tratamento cirúrgico. Para tratar esse tipo de deformidade, utiliza-se o princípio da fusão vertebral (ROSNER et al., 2003), que tem como objetivo corrigir a deformidade da coluna ou estabiliza-la para uma melhor fusão biológica.

A fusão vertebral ocorre quando existe perda da mobilidade de uma unidade articular vertebral, através de um procedimento cirúrgico. Existem vários procedimentos cirúrgicos que utilizam enxertos autólogos ou artificiais, com níveis de pseudoartrose elevada. Os implantes metálicos surgiram como forma de estabilização imediata, proporcionando a imobilidade necessária para a fusão óssea definitiva (TABESH et al., 2012).

A instrumentação da coluna vertebral, compreende basicamente de implantação de dispositivos metálicos rígidos ligados à coluna vertebral. Estes dispositivos tem a função de garantir a estabilidade da mesma para facilitar a cicatrização óssea, levando a fusão (artrodese).

1.1 Justificativa

As patologias que geram mau funcionamento da coluna demandam a necessidade de avaliar os carregamentos na coluna provocados por tais movimentações. O estabelecimento de modelos matemáticos da coluna vertebral serve aos engenheiros e cirurgiões como uma ferramenta poderosa para obter uma melhor compreensão da biomecânica da coluna vertebral.

Logo, faz-se necessário uma investigação acerca do comportamento estrutural da coluna lombar após procedimento cirúrgico de artrodese (coluna suportada por parafusos e

barras). Assim, a coluna estaria sujeita aos carregamentos dinâmicos gerados pela movimentação fisiológica do corpo humano.

1.2 Objetivos do Trabalho

1.2.1 Objetivo Geral

Caracterizar por meio de simulação computacional os esforços presentes na coluna vertebral devido aos movimentos característicos do corpo humana,

1.2.2 Objetivos Específicos

- Revisão bibliográfica sobre anatomia e modelos de simulação da coluna vertebral.
- Definição de cenários de simulação, tais como, padronização de movimentos e cargas segundo protocolos já estabelecidos em outros estudos biomecânicos;
- Modelagem e simulação da Coluna Lombar;
- Análise de resultados e interpretação em face aos cenários estabelecidos.

1.3 Metodologia

A metodologia que foi utilizada neste trabalho caracteriza-se por:

Pesquisas bibliográficas, visando apresentar de forma significativa a teoria que dá suporte ao estudo sobre a mecânica da coluna humana, destacando os principais conceitos que englobam explicações sobre momentos e esforços, e onde ocorrem mais intensamente as solicitações mecânicas, fundamental para realização de simulações.

Após isso, utilizando os softwares NXTM CAD e RECURDYNTM como ferramentas para modelagem das estruturas lombares, o sacro, e o cóccix, em conjunto com as próteses de artrodese.

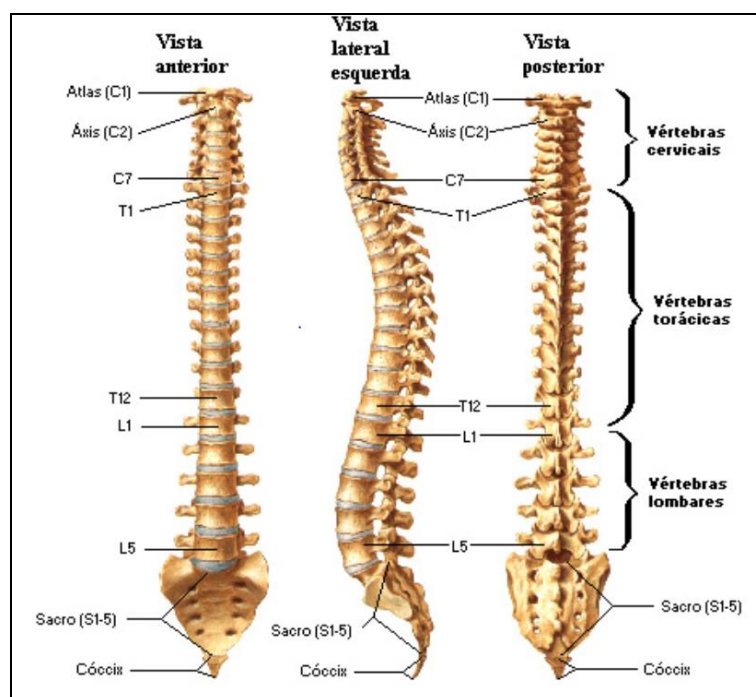
De posse do modelo definido, foi então realizado as simulações dos movimentos da coluna, através de cargas de torque padronizados de 10000 Nmm presente na literatura, nas direções X, Y e Z, do centro de massa da vertebra L4, visando obter informações sobre as tensões nos discos e os deslocamentos das vertebrae, com e sem os fixadores da artrodese.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Biomecânica da Coluna Vertebral

A coluna Vertebral é constituída por trinta e três vértebras divididas em cinco regiões, onde sete compreendem a coluna cervical, doze são torácicas, cinco lombares, cinco sacrais fundidas e quatro pequenas coccígeas fundidas, em que juntas formam um complexo de atividades mecânicas, neurais e vasculares do corpo humano, no qual suporta cargas mecânicas em todas as direções (NORDIN; FRANKEL, 2003). A Figura 1 representa a estrutura da coluna vertebral.

Figura 1- Coluna Vertebral



Fonte: Netter, 2000

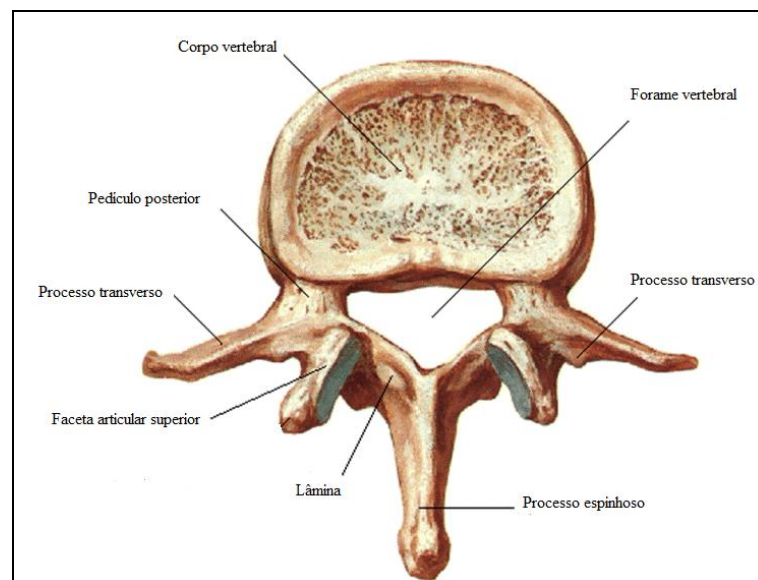
Pode haver uma vértebra extra na região lombar. A unidade móvel da coluna é denominada segmento móvel, formado por duas vértebras adjacentes e os tecidos moles entre elas. Os discos e os ligamentos são responsáveis pela estabilização intrínseca, necessária à coluna para seu funcionamento e equilíbrio (NORDIN; FRANKEL, 2003).

2.1.1 Corpo vertebral, elementos posteriores e juntas articuladas

A coluna lombar é a secção da coluna vertebral entre o tórax e o sacro. Consiste em cinco vértebras chamadas de L1 a L5 com seus elementos posteriores e juntas de articulações, discos intervertebrais, ligamentos e com músculos ao redor (Bogduk, 2005).

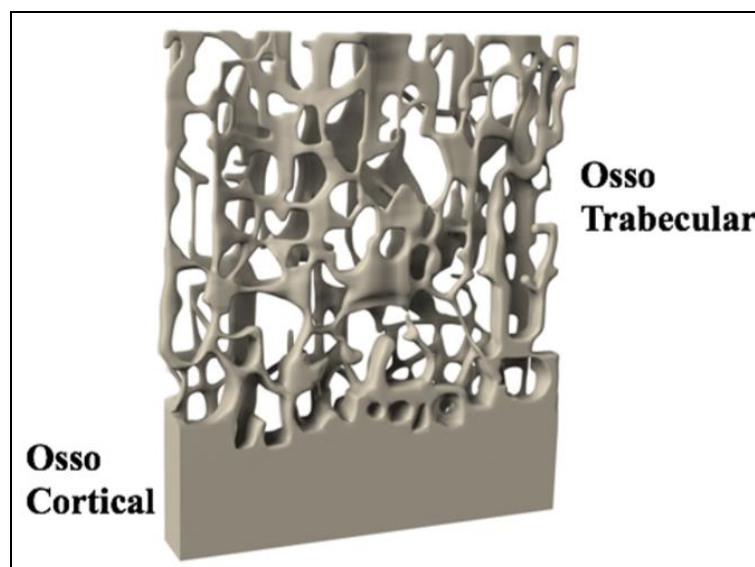
O corpo vertebral (Figura 2) consiste em uma camada externa de osso cortical, que possui alta resistência, tendo em seu interior uma camada óssea de formato esponjoso como uma rede ramificada, dando suporte a esforços verticais e horizontais, chamada de trabéculo. (YOUNG et al., 2006)

Figura 2- Regiões da Vertebra Lombar



Fonte: Hall, 2009

A superfície superior e inferior do corpo vertebral é coberta por placas terminais ósseas formadas de osso cortical fino, perfurado por vários orifícios pequenos que permitem a passagem de metabólitos do osso para as regiões centrais dos discos intervertebrais (KURUTZ, 2010). A Figura 3 ilustra o formato do osso cortical e trabecular.

Figura 3- Osso Cortical e Trabecular

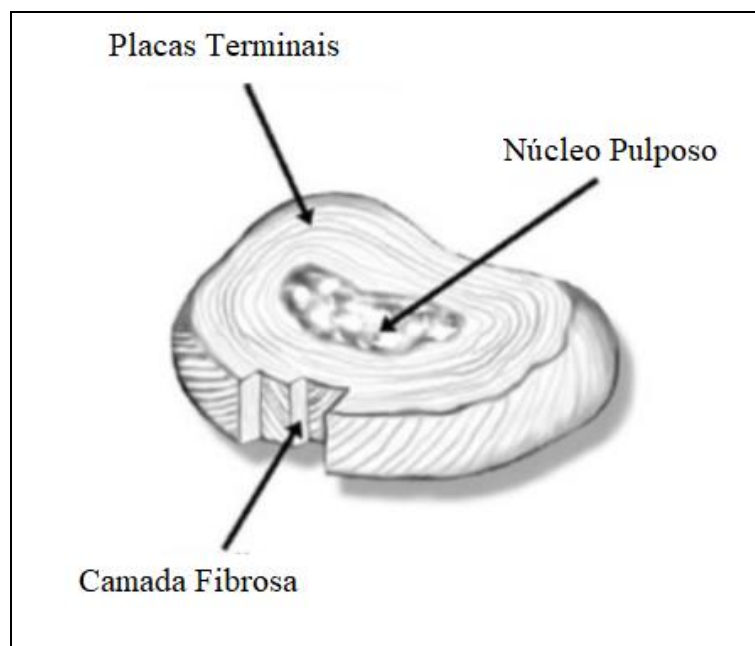
Fonte: Young et al., 2006

Na extremidade superior da superfície posterior da vértebra, há um par de osso chamados de pedículos, no qual suportam os elementos posteriores formando uma junta de face. O sistema de articulação superior de uma vértebra encontra o sistema articulação inferior da vértebra adjacente, formando duas articulações sinoviais localizadas simetricamente, chamadas juntas articuladas com uma área média de $1,6 \text{ cm}^2$ cada (YOUNG et al., 2006).

2.1.2 Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais separam as vértebras adjacentes seguindo as medidas geométricas das vértebras relacionadas. São aproximadamente cilíndricos com um diâmetro lateral (largura) de 40-45 mm e diâmetro sagital (profundidade) de 35-40 mm. A razão entre a altura do disco e a altura do corpo vertebral é de cerca de 1:3 na região lombar, de modo que a altura do disco lombar é de cerca de 10 mm (KURUTZ, 2012).

Segundo Sahani (2015), a estrutura do tecido do disco intervertebral é anisotrópica. O disco consiste em três componentes: o centro gelatinoso, formado por um núcleo pulposo, que é rodeado pelas camadas fibrosas concentricamente dispostas em forma de lamelas, e as placas terminais superiores e inferiores. O disco pode ser visualizado na Figura 4.

Figura 4- Regiões do Disco

Fonte: Sahani, 2015

O núcleo pulposo, forma 25-50% da área transversal sagital do disco. Ele está localizado no centro do disco, indo mais em direção da parte posterior do que no centro na coluna lombar. O núcleo é um gel hidratado, constituído de uma massa semi-fluida incompressível, que exerce pressão em todas as direções. Embora haja diferenças significativas na sua estrutura, não existe uma fronteira clara entre o núcleo e a coroa circular (KURUTZ, 2012).

O anel fibroso consiste em 15-25 camadas concêntricas de lamelas de colágeno estreitamente ligadas umas às outras de forma circunferencial em torno da periferia do disco. Cada lamela é constituída por substância de base e fibras de colágeno. Dentro de cada lamela, as fibras de colágeno estão dispostas em paralelo, numa direção média de 0 a 30° para o plano horizontal dos discos. Em lamelas adjacentes eles correm em direções opostas e são, portanto, orientados em 0 a 120° entre si (KURUTZ, 2012).

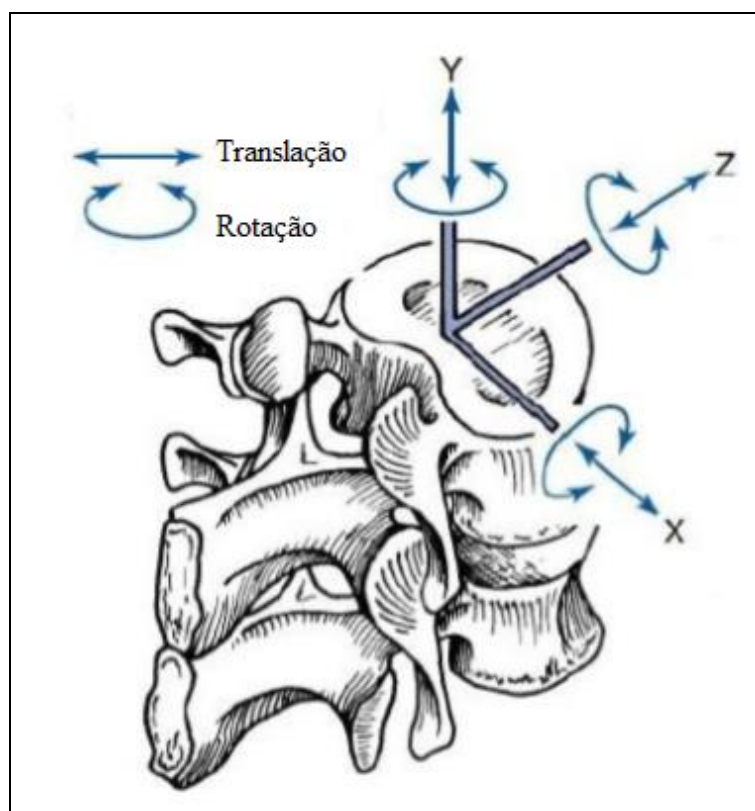
As fibras mais externas chamadas de porção ligamentar do anel fibroso, estão ligadas diretamente a camada externa do osso vertebral. Já as fibras internas, denominadas capsular do anel fibroso, se inserem nas placas terminais cartilaginosas, formando um envelope contínuo em torno do núcleo pulposo. Fora das lamelas, estão mutuamente ligados pelos ligamentos longitudinais. (TRIBUZI, 2012).

2.1.3 Unidade Funcional da Coluna vertebral

A unidade funcional da coluna vertebral consiste em duas vertebbras adjacentes, os pedículos posteriores, ligamentos, um disco, e outras estruturas que estão localizadas entre duas vertebbras. Essa estrutura é considerada como a unidade básica da coluna, onde suas características biomecânicas podem representar as características de toda a estrutura da coluna vertebral (KURUTZ, 2012).

Portanto, a unidade funcional da coluna vertebral é bastante utilizada em estudos para avaliar os efeitos de doenças, degeneração, implantes e outros procedimentos na biomecânica da coluna vertebral (SAHANI, 2015). A Figura 5 representa a unidade funcional da coluna, bem como seus movimentos característico.

Figura 5- Unidade Básica Funcional da Coluna Vertebral



Fonte: Sahani, 2015

Os discos permitem movimentos em seis graus de liberdade, sendo o movimento limitado pelas fibras do disco, pelos ligamentos, articulações, músculos, e outras estruturas presentes na coluna. Sendo assim, a coluna vertebral compreende uma série de segmentos da unidade básica funcional vertebral, ligadas umas às outras (SAHANI, 2015).

2.2 Estudos de Simulação da coluna Lombar

2.2.1 Modelo Virtual da Coluna Lombar baseado na Dinâmica de Multi-Corpos

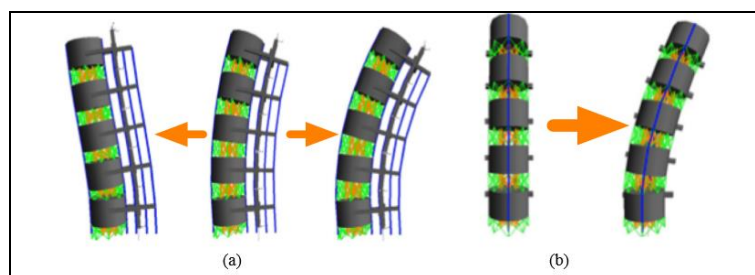
Neste estudo, Zhan et al. (2015) propôs um modelo de coluna vertebral utilizando a dinâmica de multi-corpos rígidos-flexíveis, objetivando analisar a rigidez da coluna. A modelagem biomecânica computacional da coluna vertebral foi baseada na teoria da dinâmica multi-corpos e implementada com o SimBody, que foi usado para resolver as equações cinéticas e simular o movimento da coluna vertebral.

Segundo Sherman et al. (2011), o SimBody é uma poderosa ferramenta computacional que fornece aplicações biomédicas contendo aspectos funcionais para modelagem de sistemas dinâmicos de multi-corpos. Esta ferramenta é baseada na mecânica de multi-corpos, que inclui a modelagem de contatos entre corpos, restrições, juntas, e outros elementos mecânicos. A solução dos sistemas de multi-corpos é desenvolvida através de integração das equações de movimento, utilizando vetores e matrizes.

Zhan et al. (2015), modelou as vértebras como corpos rígidos e os discos como corpos flexíveis, formando assim o sistema dinâmico de multi-corpos rígido-flexível. Os discos intervertebrais e vértebras foram acoplados inserindo molas, amortecedores e atuadores entre eles.

O estudo de Zhan et al. (2015), analisou a rigidez média da coluna vertebral, que corresponde a relação entre o torque de carregamento e o deslocamento angular, em unidades Nm/θ . Um torque de 10Nm foi aplicado e a rigidez média foi registrada. A Figura 6 representa as movimentações geradas pela aplicação dos carregamentos.

Figura 6 Simulação dinâmica da coluna: (a) Flexão/Extensão; (b) Inclinação Lateral



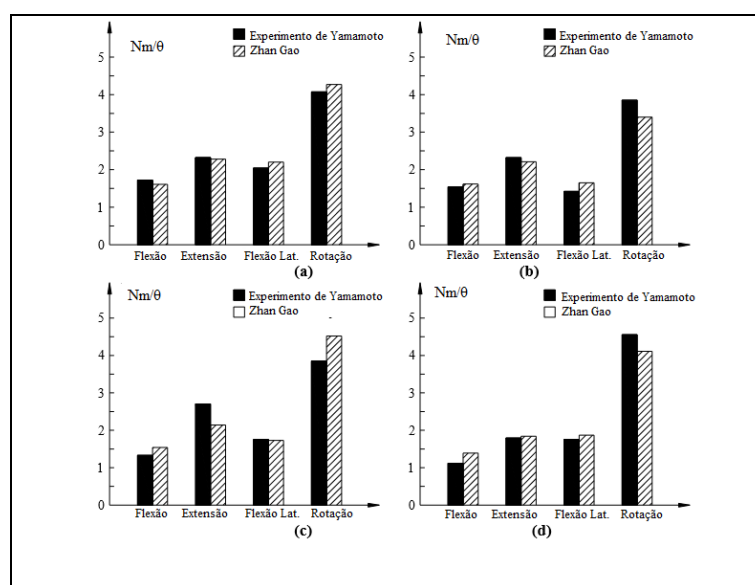
Fonte: Zhan et al., (2015)

O modelo da coluna vertebral foi validado pela comparação de seus resultados de simulação com resultados experimentais da literatura sobre a rigidez média e da deformação da coluna lombar (ZHAN et al., 2015).

A comparação foi feita utilizando o estudo de Yamamoto et al. (1992), no qual realizou um estudo similar ao de Gao et al., onde foi analisado os movimentos da coluna lombar natural com objetivo de esclarecer a instabilidade da lesão de espondilólise.

Essa lesão corresponde a uma alteração na coluna lombar ocasionada por tensão, gerando escorregamento de umas das vertebbras, geralmente a L5 (YAMAMOTO et al., 1992). A Figura 7 ilustra a comparação de resultados, onde (a) corresponde a unidade funcional L1-L2, (b) L2-L3, (c) L3-L4 e (d) L4-L5.

Figura 7 Comparação da Rigidez Média com 10Nm de torque.



Fonte: Zhan et al., 2015

Os experimentos in vitro de Yamamoto et al., com os resultados da simulação de Zhan et al. (2015), não houve diferença significativa, obtendo um nível de confiança de 95% na rigidez média. Nesta análise foi discutido a rigidez média da coluna em comparação com os resultados obtidos no estudo de Yamamoto et al. (1992). A partir desses resultados obtidos é possível realizar uma análise mais a fundo sobre os esforços que ocorrem na coluna lombar, como as tensões resultante desses movimentos levando em consideração a rigidez média da coluna.

2.2.2 Análise de Elementos Finitos aplicada na Coluna Lombar

No estudo feito por Divya et al. (2011), foi proposto um modelo 3D da coluna vertebral desenvolvido através de dados médicos 2D de um paciente. Este modelo fornece informações precisas sobre a coluna vertebral e possuem muitas aplicações biomédicas, como o desempenho da coluna em condições saudáveis, doentes ou danificadas e também para validar o projeto e desempenho de implantes da coluna vertebral, tendo em vista que esses modelos são altamente precisos.

Divya et al. (2011) teve como foco principal a coluna lombar, que corresponde as vértebras L1 a L5, e os modelos foram usados para calcular a relação tensão deformação nestas vértebras em condições sem carga e com carga de compressão axial, usando software ANSYSTM. A modelagem 3D é feita usando o software MIMICSTM, que é um software de imagens médicas 3D, a partir dos dados do paciente.

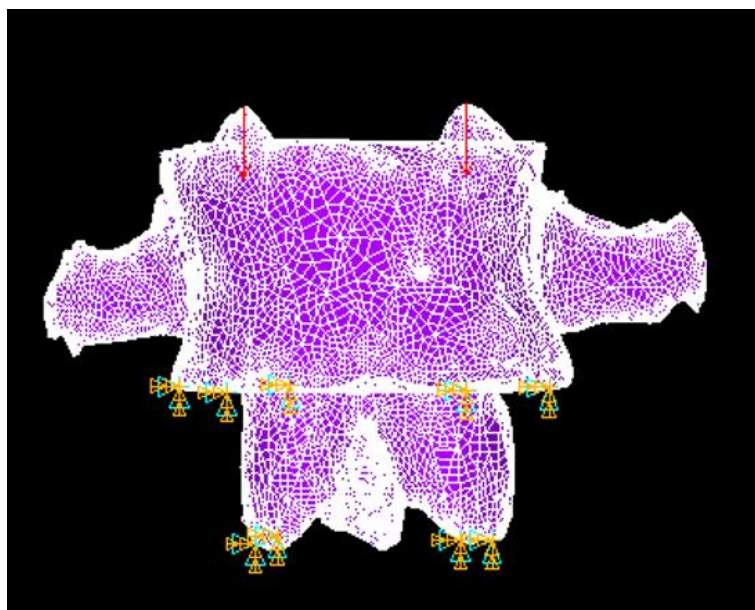
Portanto, O objetivo do estudo foi desenvolver um modelo de elementos finitos das vértebras lombares usando morfometria vertebral personalizada e estudar a distribuição de tensão-deformação em cada vértebra.

Foi analisado no estudo um jovem indiano, de 27 anos de idade, onde foi utilizada a tomografia computadorizada multi-fatiada da coluna lombar. A espessura da fatia era de 0,5 mm e sua resolução era uma matriz de imagem de 512×512 . As imagens estavam no formato DICOM (Comunicação de Imagens Digitais em Medicina), e o modelo foi desenvolvido utilizando o software ANSYSTM (DIVYA et al., 2011)

As cargas nas vértebras foram distribuídas principalmente entre a faceta articular superior e a placa de extremidade superior da vertebra, mantendo a faceta articular inferior e a placa de extremidade inferior fixas.

A carga aplicada foi de compressão axial de 1000N, onde 15% é aplicado entre as facetas articulares e 85% é aplicado nas placas de extremidade, mantendo as facetas inferiores e a placa de extremidade fixas (Figura 8). A análise de elementos finitos foi realizada no Software ANSYSTM. As propriedades mecânicas utilizadas nas vertebrae foram: Coeficiente de Poisson de 0,3 e Módulo de Elasticidade de 12000 MPa para o osso cortical.

Figura 8- Malha gerada pelo Ansys™ com as cargas aplicadas e as restrições



Fonte: Divya et al., 2011

Para a condição de limite dada, a tensão-deformação e a soma do vetor são calculadas para todas as vértebras de L1-L5, aplicando as mesmas condições de carga. Observa-se que a tensão e a deformação mínima em todas as vértebras são 0, e o valor máximo da tensão é observado em L2, que é 959.19 Mpa. A deformação máxima é observada em L5, que é 0.98049E-01. O Quadro 1 ilustra os valores dos deslocamentos, tensão e deformação em todas as vértebras lombares.

Quadro 1- Deslocamentos, Tensão e Deformação

Vertebras	Deslocamentos	Tensão de Von Mises	Deformação
L1 (425N)	0.26993	286.27	0.26338E-01
L2 (425N)	0.21359	959.19	0.12105
L3 (425 N)	0.10170	291.06	0.52360E-01
L4 (425N)	0.98337E-01	560.68	0.46724E-01
L5 (425N)	0.39926	273.21	0.98049E-01

Fonte: Divya et al., 2011

2.2.3 Análise de Elementos Finitos de Três Técnicas de Fixação na Coluna Lombar

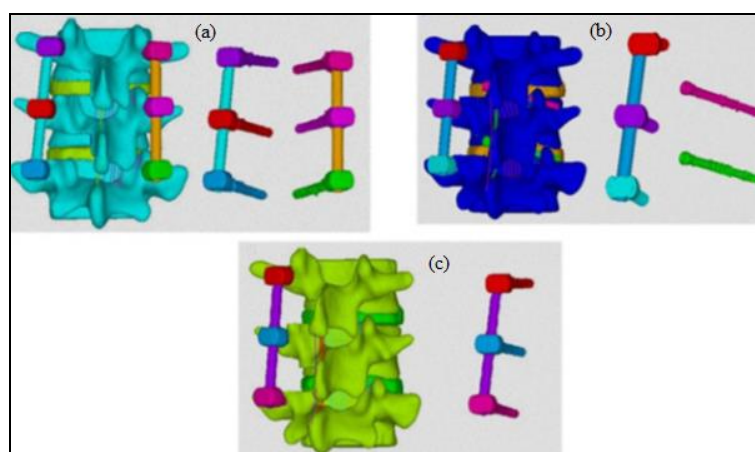
Gong et al. (2014), comparou os aspectos biomecânicos de 3 técnicas diferentes de fixação com um modelo de elementos finitos contendo três vertebrae lombares, L3-L5 intactas, e avaliou o efeito de cada método em pacientes com distúrbios da coluna lombar.

As 3 técnicas de fixação foram: fixação do parafuso no pedículo bilateral (BPS), fixação do parafuso no pedículo unilateral (UPS) e fixação unilateral suplementada com fixação de parafusos facetares translaminares (UPS + TLFS).

A fixação bilateral corresponde a inserção de parafusos de fixação no pedículo posterior, no lado esquerdo e direito. Já a técnica de fixação unilateral, os parafusos de fixação são inseridos somente em um lado do pedículo posterior, esquerdo ou direito. A técnica de fixação unilateral suplementada possui fixadores que são colocados transversalmente no processo espinhoso indo em direção da faceta articular superior (GONG et al., 2014).

A Figura 9 representa as três técnicas de fixação, onde (a) é a fixação bilateral, (b) unilateral suplementada e (c) unilateral.

Figura 9- Técnicas de fixação

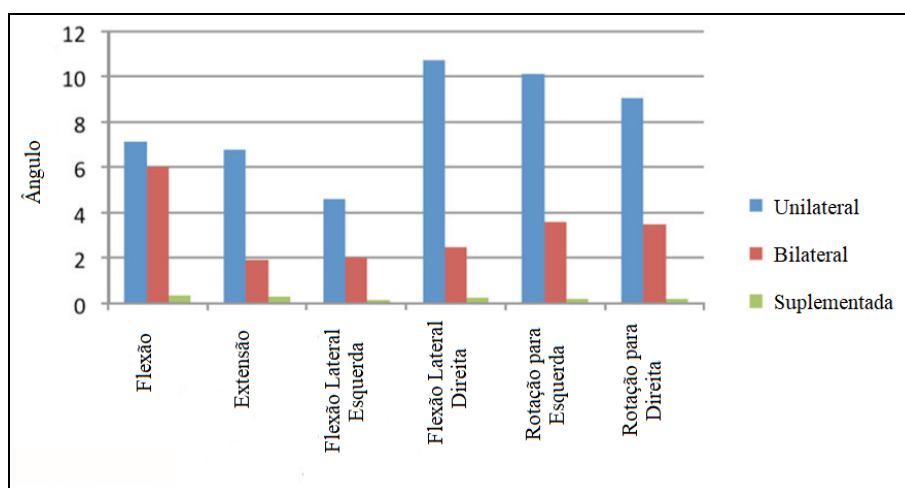


Fonte: Gong et al., 2014

Gong et al. (2014) utilizou uma pré-carga de 500 N combinada com um torque de 8 N-m aplicada em 3 modelos de elementos finitos com 3 técnicas de fixação durante diferentes movimentos. O deslocamento angular das vertebrae e a distribuição da tensão na aparelhagem de fixação foram registrados.

Conforme descrito no estudo de Gong et al., o modelo unilateral apresentou a maior variação no deslocamento angular das vertebra. O modelo bilateral foi intermediário e o modelo unilateral suplementar apresentou menor mobilidade. O Gráfico 1 mostra a variação dos deslocamentos das três técnicas de fixação correspondente aos carregamentos de flexão, extensão, flexão e rotação que aplicado no modelo.

Gráfico 1- Deslocamentos angulares das três técnicas de fixação

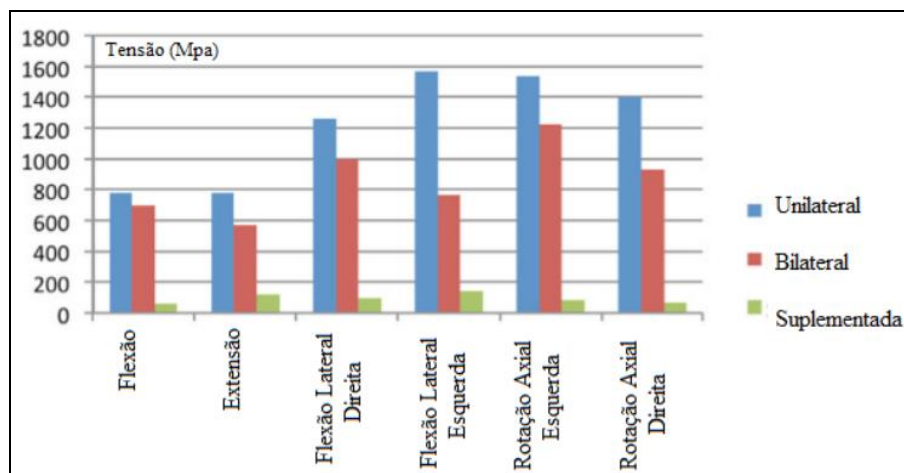


Fonte:Gong et al., 2014

A maior parte da tensão é acumulada no corpo e na cauda dos parafusos do pedículo e nas hastes de conexão nos modelos unilateral e bilateral. No modelo unilateral suplementado, a tensão é acumulada nas hastes e na parte da faceta articular superior que é perfurada pelo parafuso translaminar. A parte central do parafuso do pedículo sofreu pouca tensão em comparação com as partes superior e inferior (GONG et al., 2014).

A fixação unilateral apresentou as maiores tensões em todos os carregamentos. A fixação bilateral obteve tensões intermediárias entre os modelos. Já o modelo unilateral suplementado foi o que apresentou as tensões mais baixas entre os 3 modelos. O Gráfico 2 foi obtido no estudo de Gong et al., onde compara a tensão máxima durante os movimentos de flexão, extensão, deslocamento lateral, e rotação, nos três tipos de técnicas de fixação (GONG et al., 2014).

Gráfico 2- Análise de Tensões



Fonte: Gong et al., 2014

Gong et al. (2014), concluiu que biomecanicamente a técnica unilateral suplementada apresenta melhores resultados em comparação com as outras técnicas em termos de estabilidade e distribuição dos esforços mecânicos. A técnica bilateral obteve resultados intermediários e a fixação unilateral obteve os piores resultados.

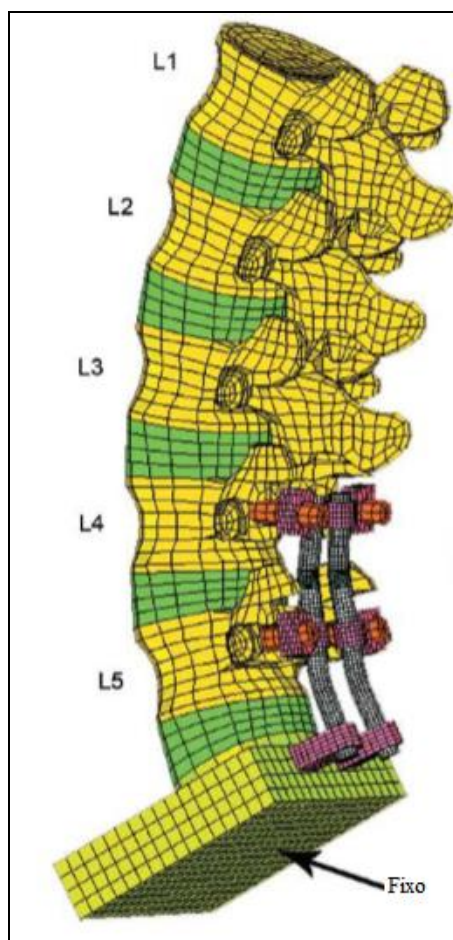
A técnica de fixação unilateral suplementada é recomendada como primeira escolha para tratamento de múltiplos segmentos de vertebra adjacentes da coluna lombar. Os autores pesquisados no estudo de Gong et al., não recomendam o uso da técnica de fixação unilateral em pacientes com múltiplos segmentos de vertebra, por conta das altas tensões e pouca instabilidade, apresentando maiores riscos de falhas do que as outras técnicas.

2.2.4 Redução das Tensões nos Discos adjacentes via Instrumentação Dinâmica

Castellvi et al. (2007), realizou uma pesquisa utilizando um modelo de elemento finito para calcular e comparar as tensões nos discos adjacentes que são induzidos por instrumentação de fusão lombar posterior, rígida e dinâmica.

Castellvi et al. (2007) obteve um modelo de elementos finitos tridimensional da coluna lombar que simulava flexão e extensão. O segmento L5-S1 deste modelo foi modelado como corpo rígido e fixo, e o segmento L4-L5 foi fixado com instrumentação rígida ou dinâmica, como mostra a Figura 10.

Figura 10- Modelo de elementos finitos da coluna lombar



Fonte: Castellvi et al., 2007

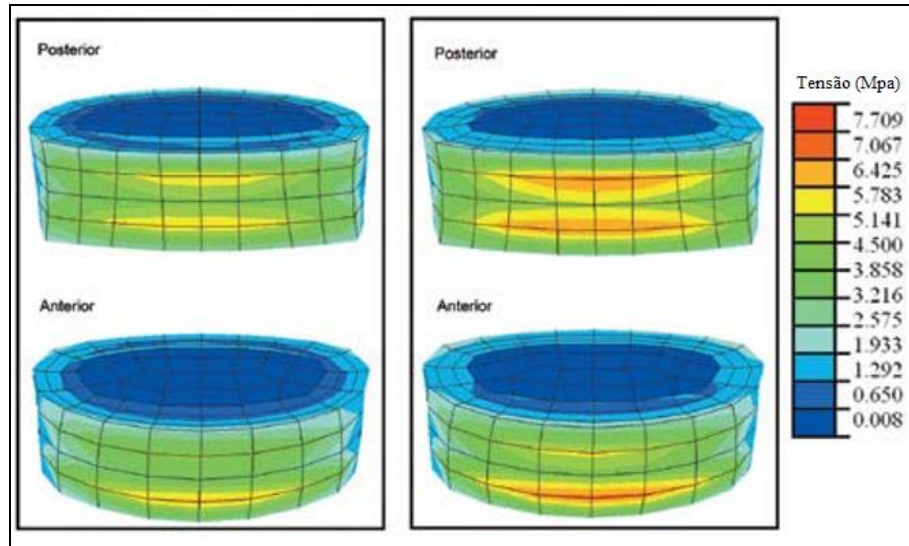
As propriedades mecânicas da instrumentação dinâmica foram determinadas por testes laboratoriais e, em seguida, usadas no modelo de elementos finitos. As tensões máximas nos discos lombares foram calculadas e comparadas com resultados obtidos na literatura (CASTELLVI et al., 2007).

O componente de rigidez da instrumentação dinâmica foi associado a uma redução de 1% a 2% nas tensões de compressão máximas no disco adjacente (a 45° de flexão) e o componente de movimentação axial desta instrumentação reduziu a tensão máxima no disco entre 8% e 9% (CASTELLVI et al., 2007).

As áreas de tecido do disco expostas a 80% das tensões máximas de 6,17 MPa foram 47% menores para os discos adjacentes à instrumentação dinâmica do que para aqueles adjacentes à instrumentação rígida (CASTELLVI et al., 2007). A Figura 11 representa a

distribuição de tensão geradas pela movimentação de 45° de flexão, obtidas no estudo, onde (a) representa a instrumentação dinâmica e (b) a instrumentação rígida.

Figura 11- Análise de Tensões no Disco



Fonte: Castellvi et al., 2007

A redução do desempenho e o aumento do movimento axial dos modelos de instrumentação dinâmica de fusão lombar posterior, resultam em uma redução de tensão de aproximadamente 10% para cada ciclo de flexão. O efeito desta redução da tensão em vários ciclos pode ser substancial (CASTELLVI et al., 2007).

3 MODELO DA COLUNA LOMBAR

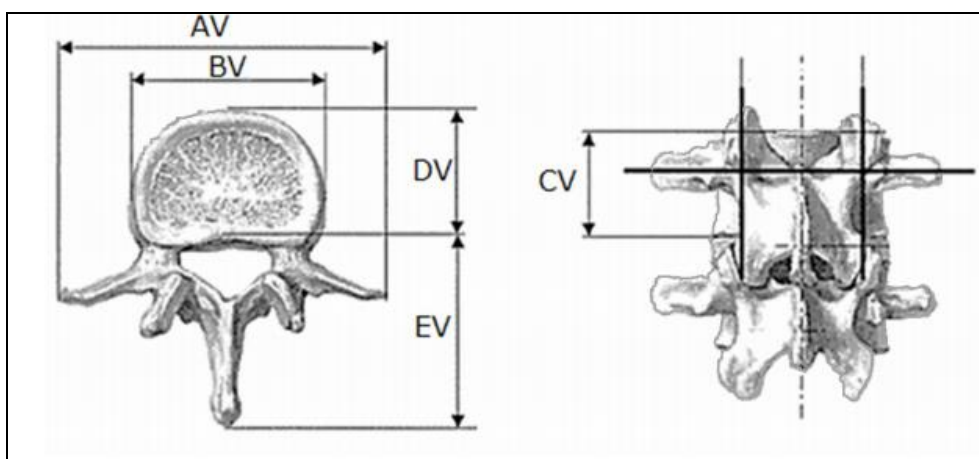
Para fins de simplificações nos cálculos, foi utilizado uma unidade funcional da coluna lombar, que é composta por duas vértebras adjacentes e um disco, juntamente com o sacro. A unidade funcional utilizada compreende as vértebras lombares L4 e L5, bem como o disco L4-L5, e a vértebra sacral S1 com o disco L5-S1. Esta Unidade Funcional simula mecanicamente o movimento da coluna vertebral como um todo, e também compreende a região com as maiores solicitações mecânicas, degenerações e desidratações. O modelo não levou em consideração os ligamentos.

3.1 Geometria CAD

O modelo tridimensional foi gerado no Software NX Siemens 10, tendo como base geométrica um indivíduo masculino de 36 anos, sem patologias, através de imagens de tomografia e dimensões presentes na literatura científica (WOLF et al., 2001).

A figura 12 representa a geometria das vértebras lombares, seguida de um quadro (Quadro 2) contendo as dimensões padrões aproximadas. A Figura 13 e o Quadro 3 ilustra as dimensões dos discos. Logo, o modelo CAD foi então desenvolvido, e sua representação é mostrada na Figura 14.

Figura 12- Geometria aproximada das vértebras lombares

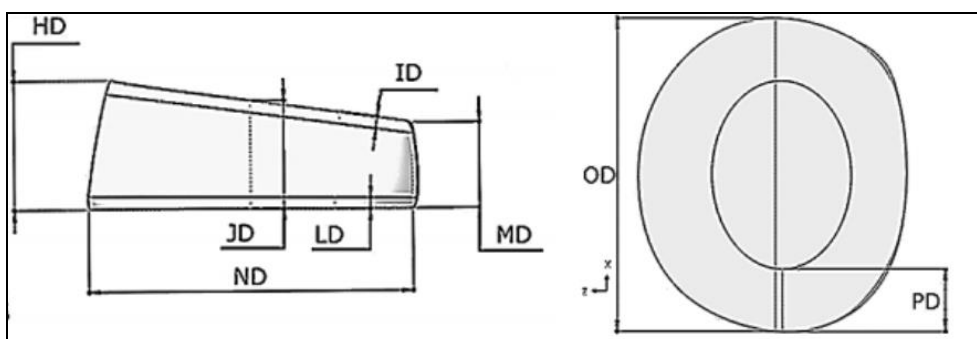


Fonte: Wolf et al., 2001

Quadro 2- Dimensões aproximadas das vertebbras lombares

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

Fonte: Wolf et al., 2001

Figura 13- Geometria aproximada dos Discos

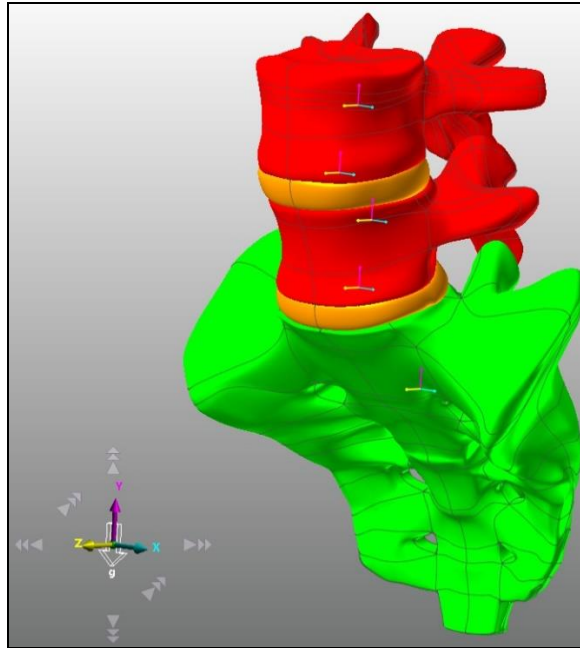
Fonte: Wolf et al., 2001

Quadro 3- Dimensões aproximadas das vertebbras lombares

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

Fonte: Wolf et al., 2001

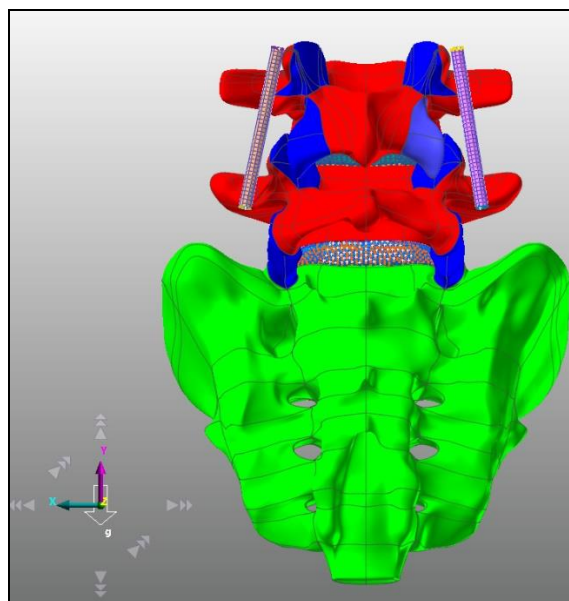
Figura 14- Modelo CAD da coluna Lombar simplificada



Fonte: Autoria própria, 2018

A aparelhagem cirúrgica é composta por parafusos pediculares, hastes e porcas. Para fins de simplificação, o modelo geométrico corresponde apenas as hastes, tendo sua fixação obtidas por meio de juntas fixas nas vertebbras. A Figura 15 ilustra o modelo com a aparelhagem cirúrgica.

Figura 15- Modelo simplificado da coluna com aparelhagem cirúrgica



Fonte: Autoria Própria, 2018

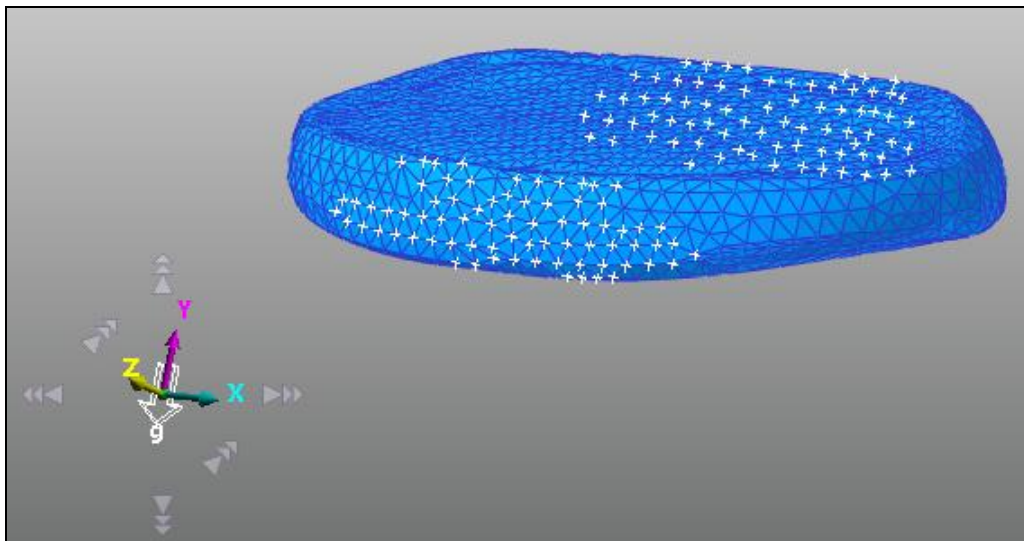
A técnica de fixação abordada neste estudo corresponde a bilateral, onde as hastes são fixas nos dois lados do pedículo. Como o objeto de estudo é o comportamento das tensões nos discos, esse modelo simplificado é suficiente para simular tal restrição.

3.2 Modelo de Elementos Finitos

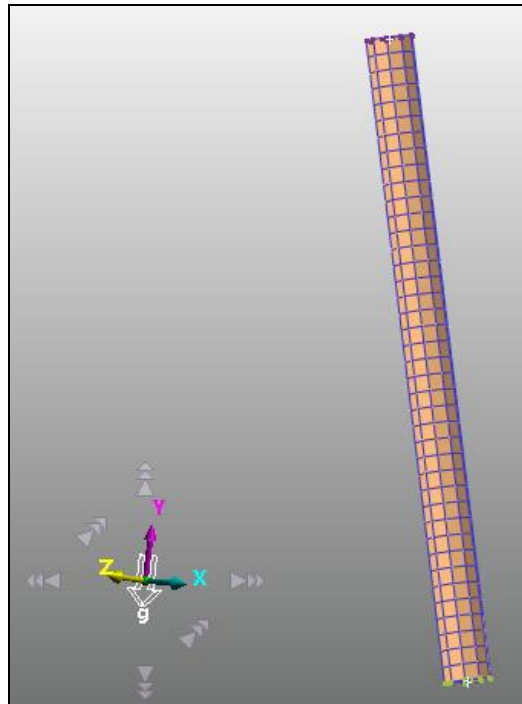
O modelo de Elementos finitos foi gerado no software RECURDYNTM V9R1, onde os discos e as hastes de fixação compreendem corpos flexíveis, e as vertebrae são modeladas como corpos rígidos. O disco é composto de elementos sólidos tetraédricos (tetra4).

O disco L5-S1 possui 3696 nós e 16520 elementos, e o disco L4-L5 possui 4226 nós e 19737 elementos. Já as hastes de fixação são formadas por elementos sólidos hexa8, com cada haste possuindo 446 nós e 320 elementos. As Figuras 16 e 17 representam o disco e haste de fixação, respectivamente.

Figura 16- Disco L5-S1



Fonte: Autoria própria, 2018

Figura 17- Haste de Fixação.

Fonte: Autoria Própria, 2018

Os discos foram tratados como materiais isotrópicos lineares, com Módulo de Elasticidade de 4,2 Mpa e coeficiente de Poisson de 0,45 (DREISCHARF et al., 2014). Já as hastes de fixação foram modeladas como isotrópicos lineares com Modulo de Elasticidade de 116 Gpa (titânio) e Coeficiente de Poisson de 0,32 (GONG et al., 2014). As informações das propriedades dos componentes foram organizadas no Quadro 4.

Quadro 4- Propriedades dos componentes do estudo

Componente	Material	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson	Tipo de Elemento	Número de Elementos	Número de Nós
Disco L4-L5	Isotrópico Linear	4,2 Mpa	0,45	Sólido Tetraédrico (tetra4)	19737	4226
Disco L5-S1	Isotrópico Linear	4,2 Mpa	0,45	Sólido Tetraédrico (tetra4)	16520	3696
Haste	Isotrópico Linear	116 Gpa	0,32	Sólido Hexaédrico (Hexa 8)	320	446

Fonte: Autoria Própria, 2018

3.3 Simulação Dinâmica do Modelo

De posse do modelo matemático de Elementos Finitos, a etapa seguinte consiste em inserir as condições de contorno no modelo, adicionar as cargas, criar as juntas, e os contatos entre os corpos. As juntas fixas foram criadas nos centros de massa de cada vertebra, por meio de um elemento FDR, que fixa os discos adjacentes as vertebra.

O elemento FDR (Force Distributing Rigid) que significa elemento rígido de distribuição de força. Este elemento estabelece a conexão da junta criada entre corpos rígidos e flexíveis. Cada elemento FDR possui um nó mestre no centro da junta que liga os corpos e possuem 6 graus de liberdade. Com isso, as deformações geradas por forças e momentos sobre a estrutura podem ser corretamente mensuradas.

O sacro possui uma junta fixa no espaço. As hastes de fixação possuem juntas fixas semelhantes as juntas fixas das vertebra, com um elemento FRD ligando as hastes as vertebra, através dos pedículos posteriores.

Os pedículos posteriores possuem um contato sólido com os pedículos adjacentes, onde o pedículo inferior da vertebra L4 tem um contato com o pedículo superior da vertebra L5. Já o pedículo inferior da vertebra L5 possui um contato com o pedículo do sacro (Figura 17).

As cargas aplicadas foram de torque de 10000 Nmm nas direções X, Y e Z do centro de massa da vertebra L4. As simulações foram realizadas com torques agindo somente em uma direção e também torques combinados. Para cada combinação de torque ou única direção, foram realizadas duas simulações. Uma compreendeu a coluna natural e a outra com as hastes de fixação.

4 RESULTADOS E DISCURSÕES

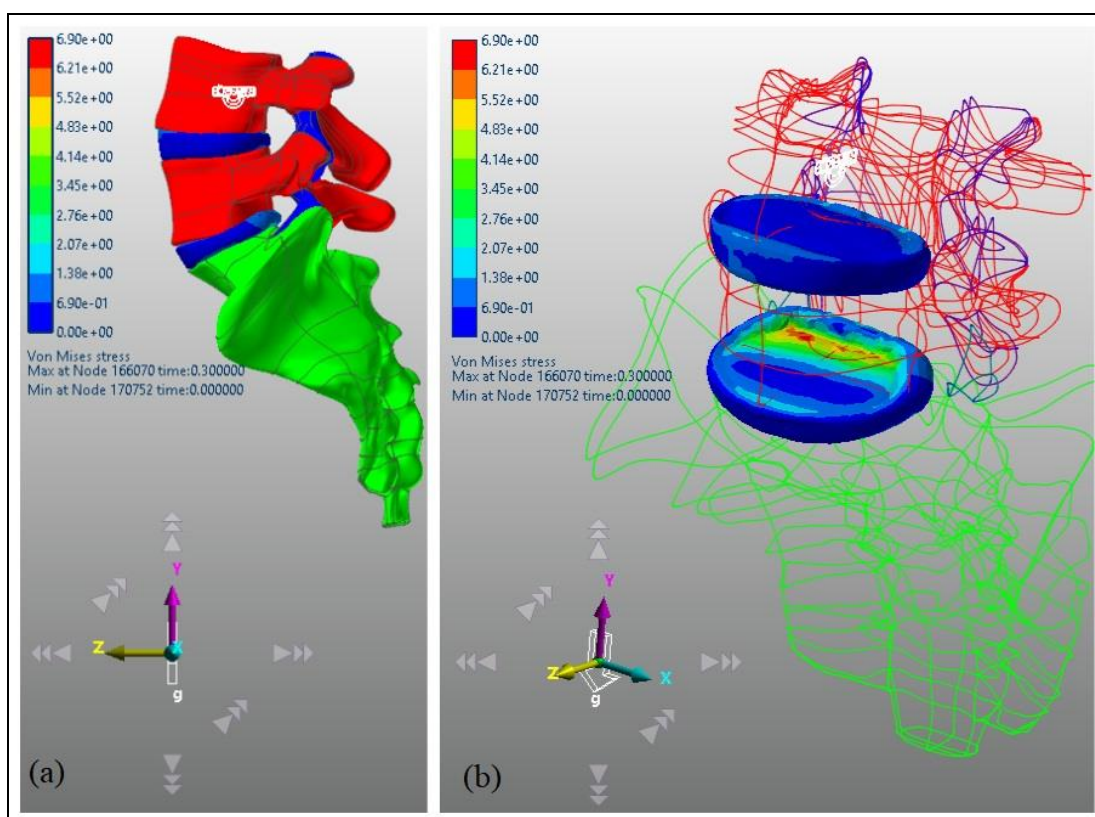
Os resultados obtidos nas simulações deste estudo foram organizados em duas seções (4.1 e 4.2). A seção 4.1 contém as análises de movimento da coluna natural e a 4.2 com as hastes de fixação. Para cada carga de torque será analisado as tensões nos discos, através de figuras, e também há um gráfico para cada carga correspondente ao deslocamento angular da vertebra L4.

4.1 Simulação do modelo da coluna Natural

4.1.1 Torque no eixo X sem aparelhagem cirúrgica

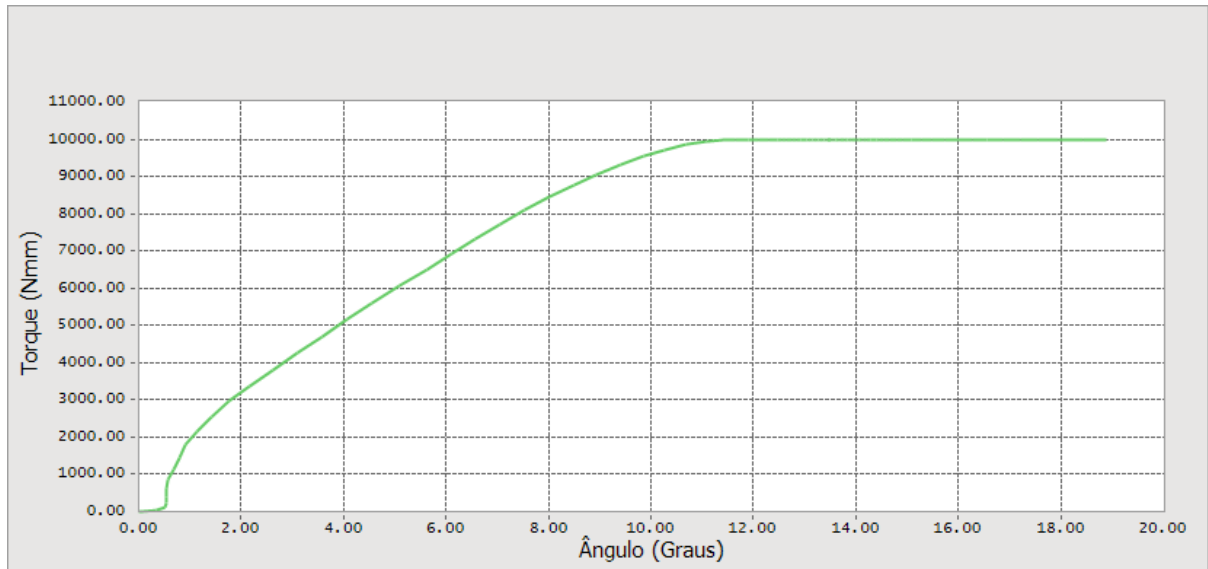
O torque no eixo X no sentido horário gera o movimento de extensão da coluna. Pela Figura 18 é possível observar a distribuição de tensão nos discos L4-L5 e L5-S1. A Figura 18 (a) representa a Vista Lateral Direita do modelo, e a Figura 18 (b) ilustra a Vista Isométrica. A tensão máxima gerada por esse movimento foi de 6,90 Mpa, localizada na região posterior do disco L5-S1.

Figura 18- Torque no eixo X



O Gráfico 3 corresponde ao deslocamento angular da vertebra L4. Neste carregamento de 10000 Nmm a vertebra L4 deslocou 18,89° em relação ao eixo X.

Gráfico 3- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo X

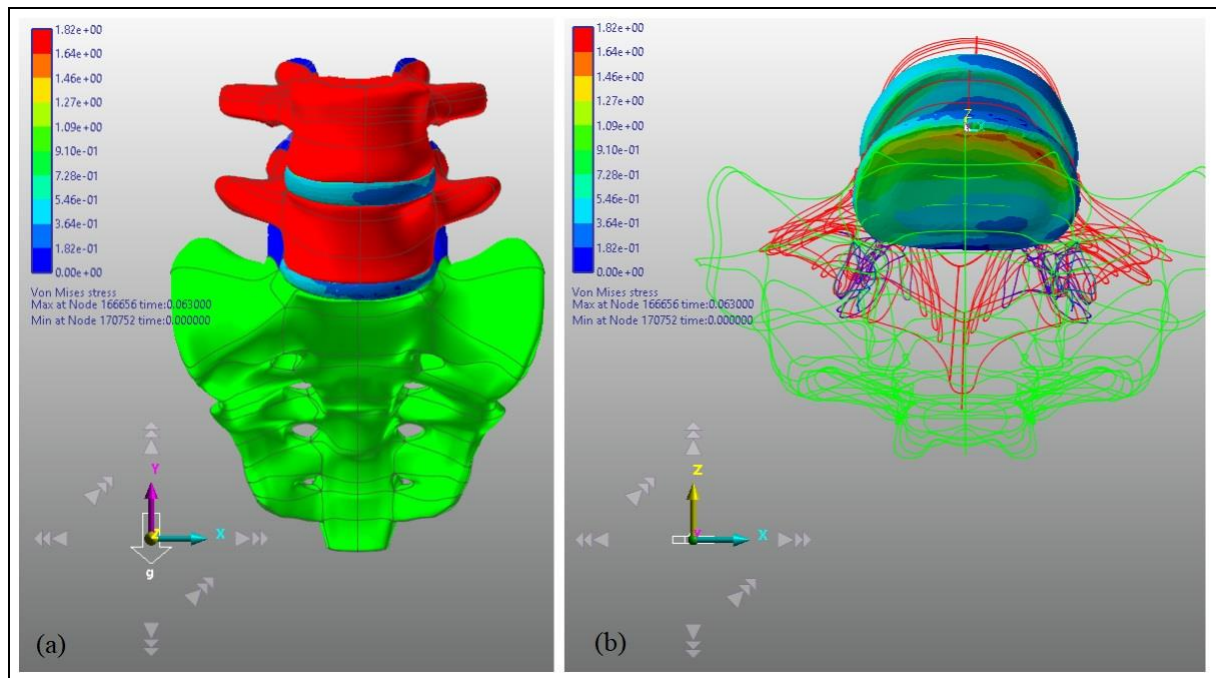


Fonte: Autoria Própria, 2018

4.1.2 Torque no eixo Y sem aparelhagem cirúrgica

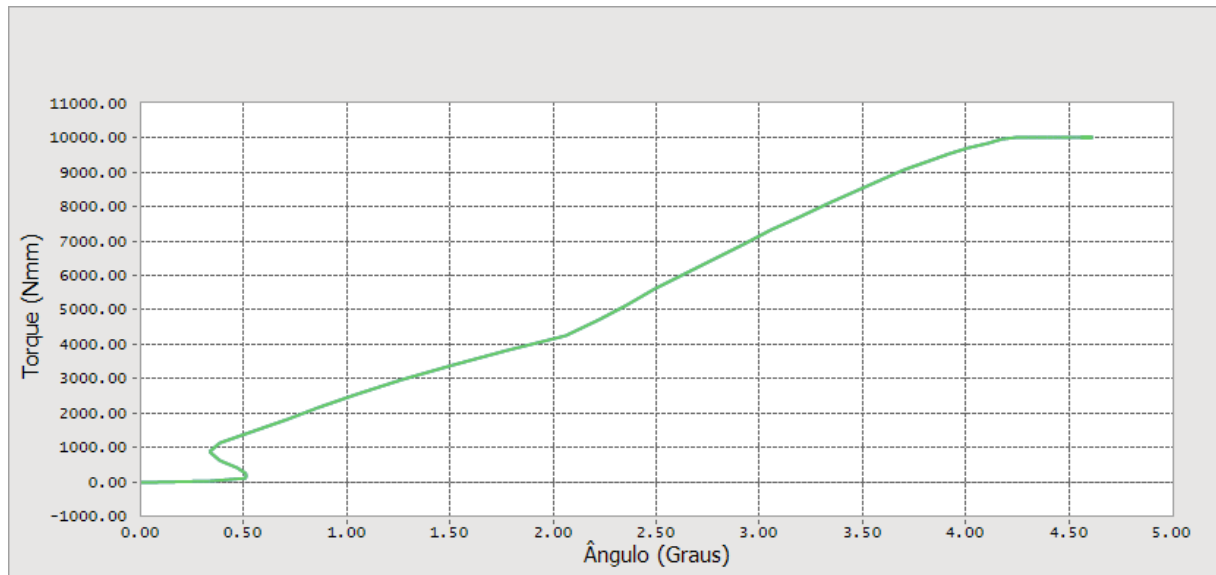
A Figura 19 ilustra a distribuição de tensão nos discos L4-L5 e L5-S1 devido ao torque na direção do eixo Y. Este torque promove um movimento de rotação axial das vertebrae. A região que sofre mais intensamente as tensões é a região inferior frontal do disco L5-S1, com 1,82 Mpa, como pode ser observado na Figura 19 (b). O Gráfico 4 mensura o deslocamento angular da vertebra L4 decorrente do torque aplicado, apresentando um deslocamento angular de 4,61°.

Figura 19- Torque no eixo Y (a) Vista Frontal, (b) Vista Inferior



Fonte: Autoria própria, 2018

Gráfico 4- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo Y



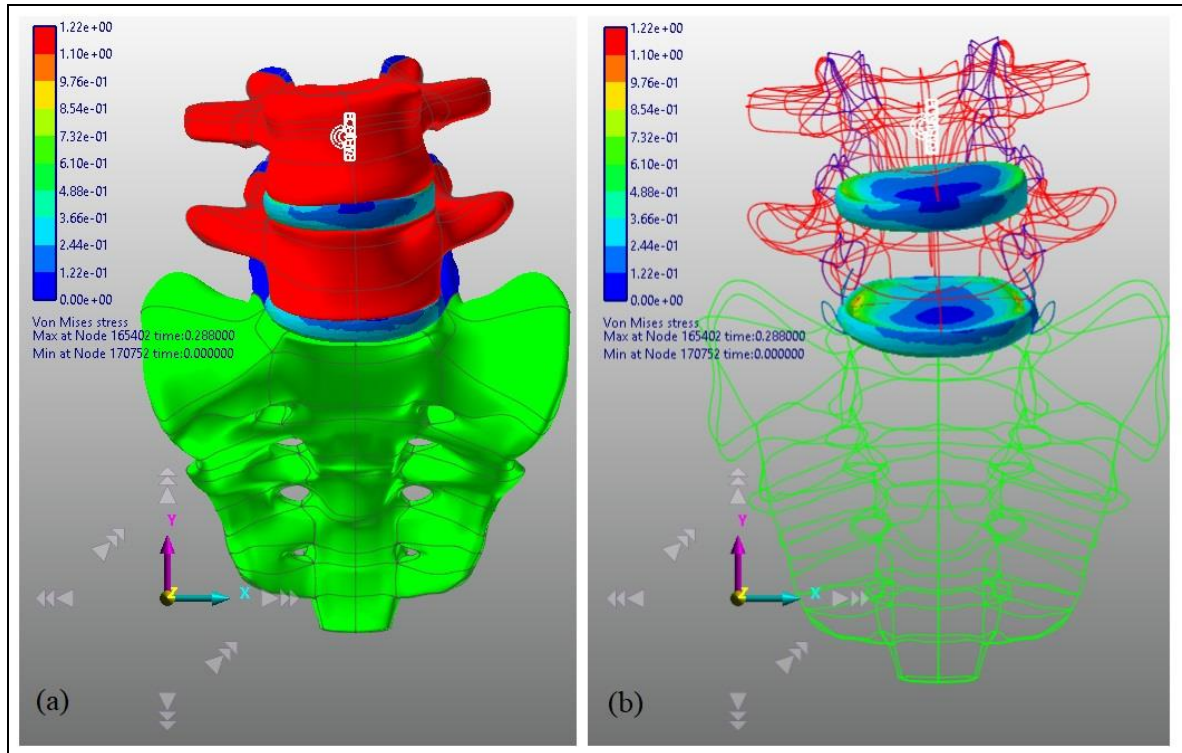
Fonte: Autoria Própria, 2018

4.1.3 Torque no eixo Z sem aparelhagem cirúrgica

O torque no eixo Z gera um movimento de inclinação lateral no modelo. A Figura 20 (a) ilustra a Vista Frontal do modelo e a (b) representa a Vista Frontal com ênfase nos esforços nos discos. A tensão máxima nesta simulação foi de 1,22 Mpa na região lateral

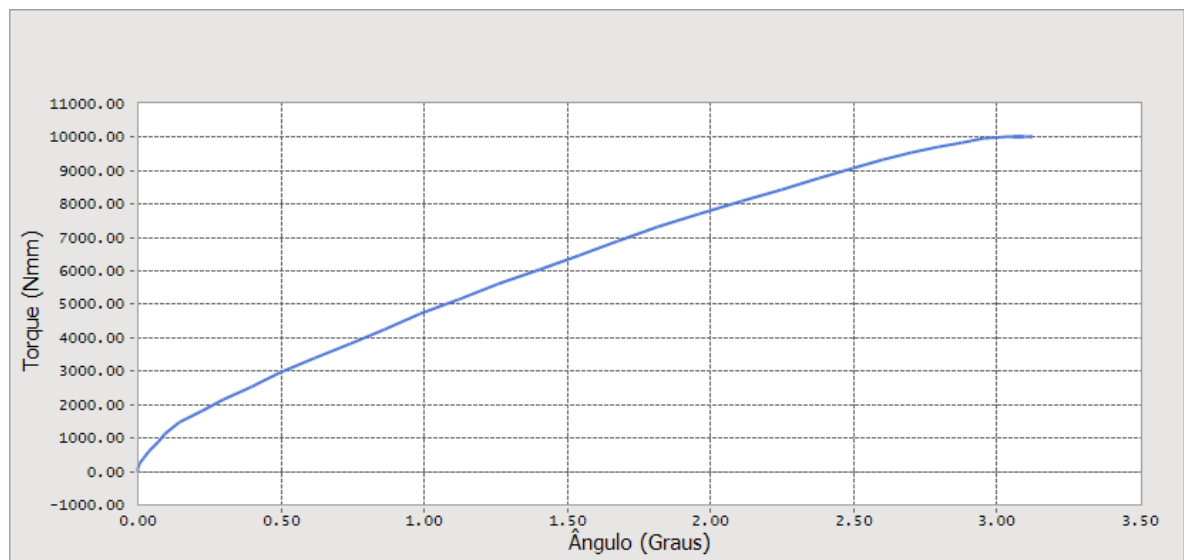
direita do disco L5-S1. O Gráfico 5 representa o deslocamento angular da vertebra L4, atingindo um deslocamento de 3,2°.

Figura 20- Torque no eixo Z



Fonte: Autoria Própria, 2018

Gráfico 5- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo Z

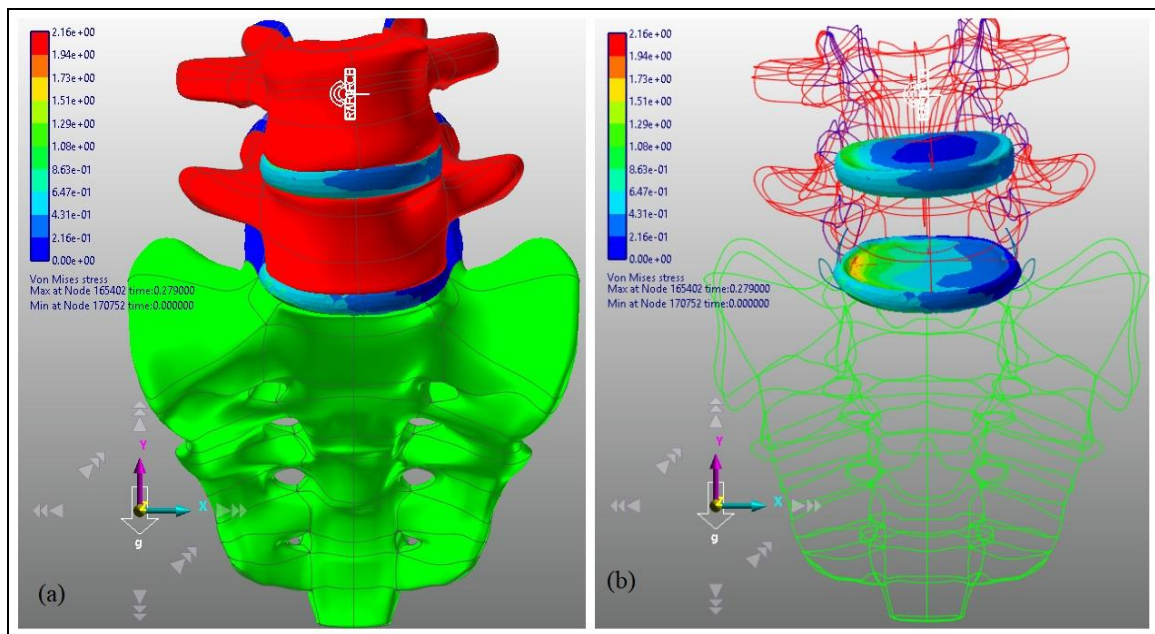


Fonte: Autoria Própria, 2018

4.1.4 Torque combinado nos Eixos Y e Z sem aparelhagem cirúrgica

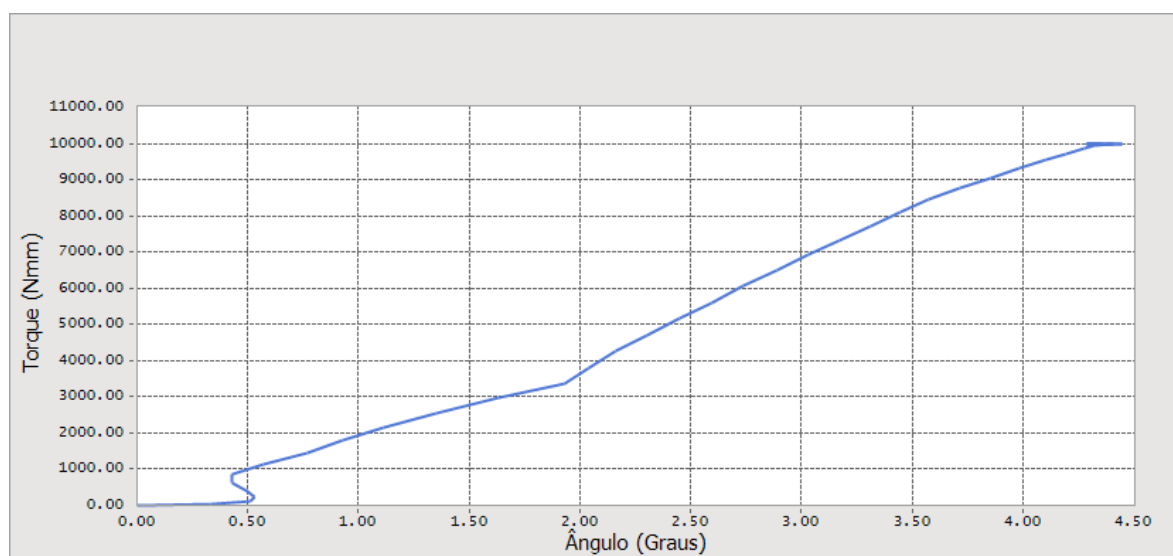
O torque combinado nos eixos Y e Z promovem um movimento de inclinação lateral com rotação axial. Este movimento provoca tensões mais intensas na região lateral direita no disco L5-S1, chegando ao valor máximo de 2,16 Mpa (Figura 21). Pode ser observado no Gráfico 6 que o deslocamento angular da vertebra L4 em relação ao eixo Y foi de 4,53°.

Figura 21- Torque combinado nos eixos Y e Z.



Fonte: Autoria Própria, 2018

Gráfico 6- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque nos eixos Y e Z



Fonte: Autoria Própria, 2018

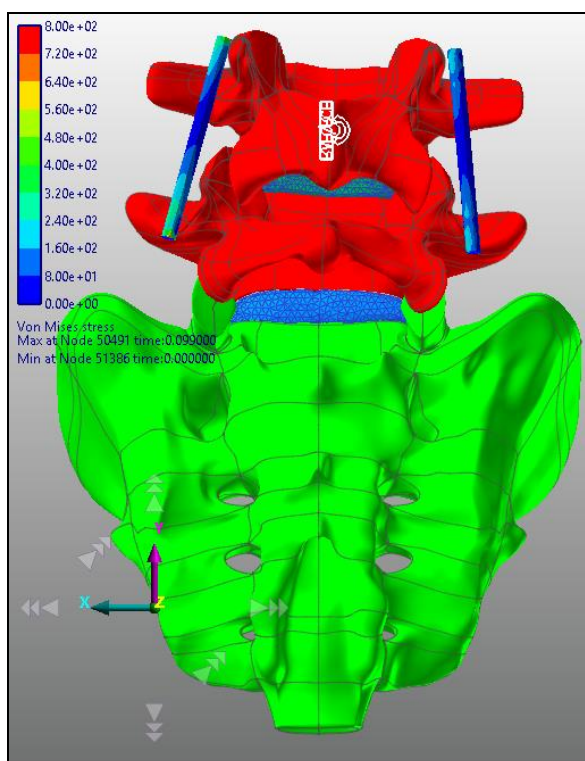
4.2 Simulação do modelo da Coluna Lombar com aparelhagem cirúrgica

A aparelhagem cirúrgica corresponde a duas hastes de fixação que estão fixas nos pedículos das vertebrae L4 e L5. O modelo simplificado da aparelhagem cirúrgica obteve valores de tensões coerentes com o estudo de Gong et al. (2014), onde foi realizado uma comparação nas tensões obtidas na simulação de inclinação lateral entre os modelos, atingindo uma diferença em torno de 20Mpa.

Pode ser observado no Gráfico 2 que a tensão máxima do estudo de Gong et al. (2014), foi em torno de 780 Mpa. A Figura 22 representa as tensões obtidas neste estudo, atingindo 800 Mpa no mesmo movimento. Logo, o modelo simplificado pode ser então validado.

Vale ressaltar que o foco do presente estudo é analisar a distribuição de tensões nos discos e a variação entre os deslocamentos angulares da vertebra L4 do modelo natural e com a aparelhagem cirúrgica. A análise de tensões nas hastes serviu para validar o modelo simplificado da aparelhagem.

Figura 22- Análise de Tensões nas hastes de fixação

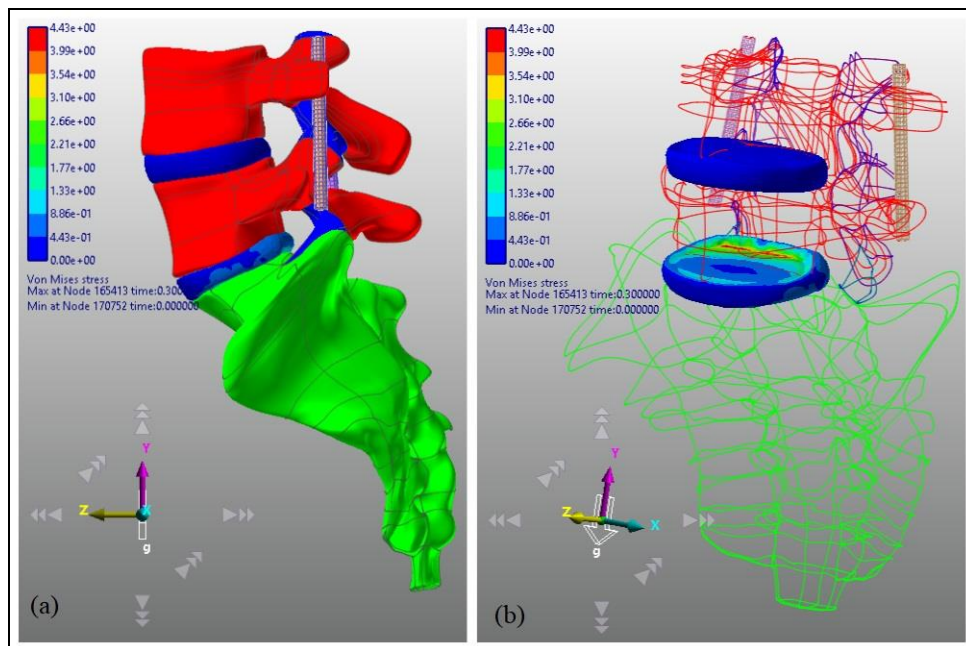


Fonte: Autoria Própria, 2018

4.2.1 Torque no eixo X com aparelhagem cirúrgica da artrodese

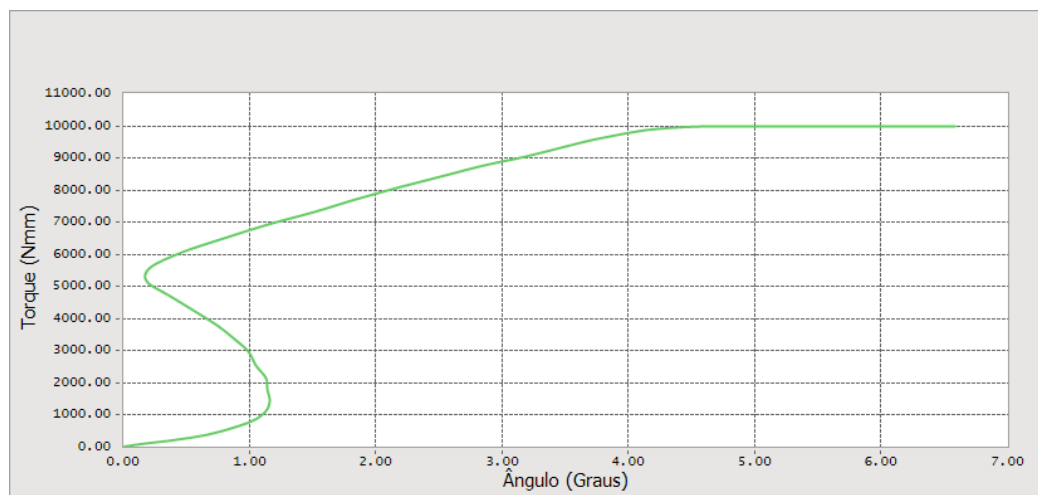
A Figura 23 representa o torque no eixo X com o modelo contendo as hastes de fixação. É possível observar que as tensões máximas obtidas foram de 4,43 Mpa, localizadas na parte posterior do disco L5-S1. O deslocamento angular da vertebra L4 foi de 6,65°, como pode ser visualizado no Gráfico 7.

Figura 23- Toque no eixo X com Haste de Fixação. (a) Vista Lateral, (b) Vista Isométrica



Fonte: Autoria Própria, 2018

Gráfico 7- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo X com Haste

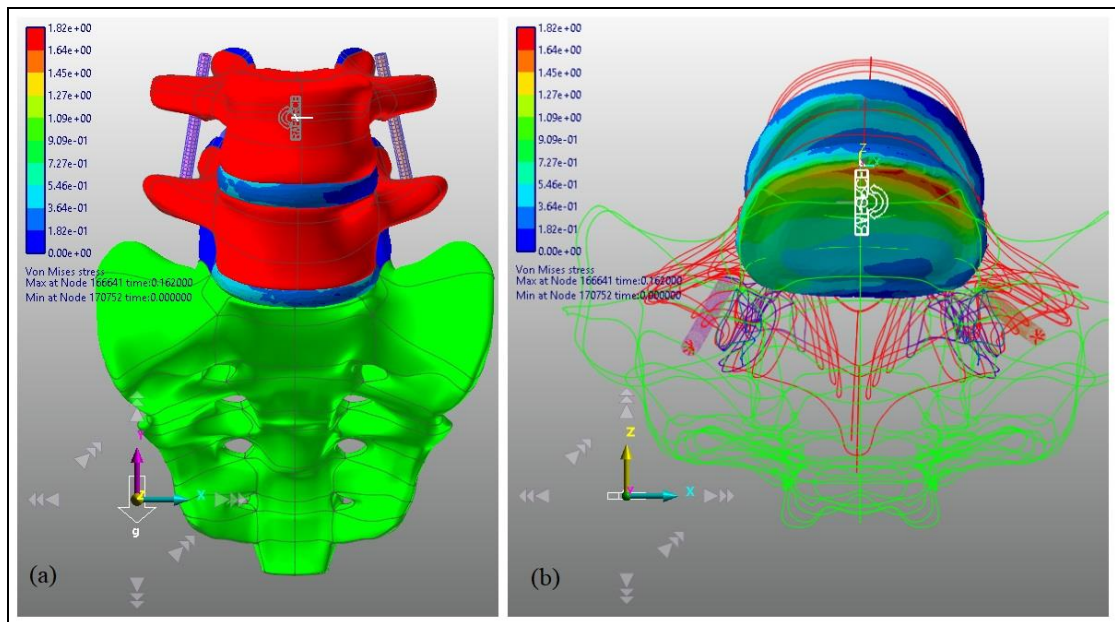


Fonte: Autoria Própria, 2018

4.2.2 Torque no eixo Y com aparelhagem cirúrgica da artrodese

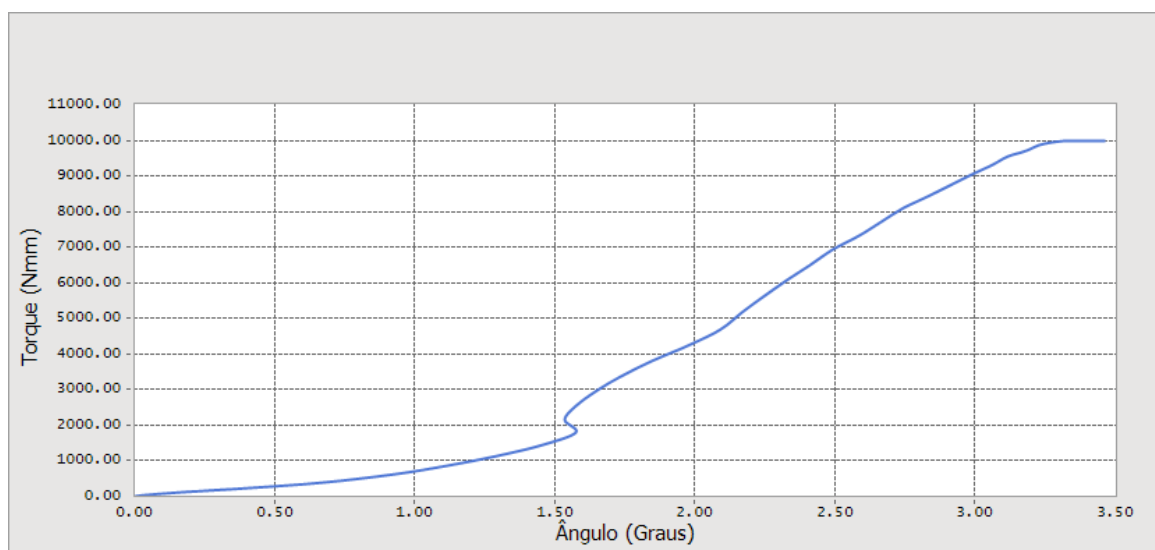
O esforço de torque inserido no eixo Y gerou a seguinte distribuição de tensão mostrada na Figura 24, tendo seu valor máximo de 1,82 Mpa na região frontal inferior do disco L5-S11, como pode ser observado na figura 27 (b). O deslocamento provocado por esse carregamento está ilustrado no Gráfico 8, onde se atingiu um deslocamento angular de 3,48°.

Figura 24- Toque no eixo Y com Haste de Fixação. (a) Vista Frontal (b) Vista Inferior



Fonte: Autoria Própria, 2018

Gráfico 8- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo Y

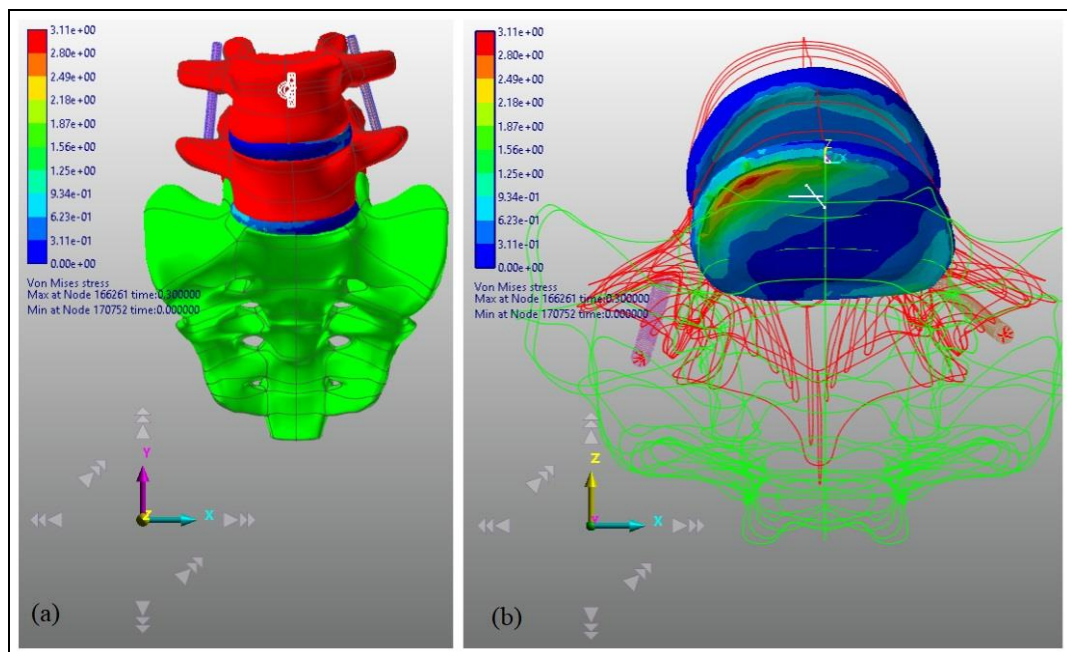


Fonte: Autoria Própria, 2018

4.2.3 Torque no eixo Z com aparelhagem cirúrgica da artrodese

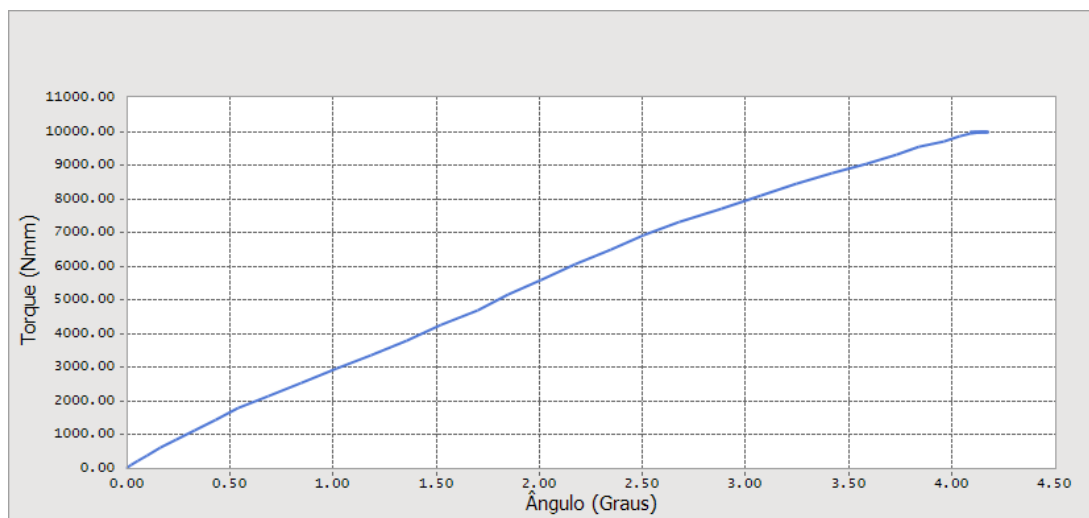
O carregamento de torque no eixo Z gerou tensões máximas no modelo da coluna de 3,11 Mpa, localizado na região inferior direita do disco L5-S1 (Figura 25). O deslocamento angular proporcionado por esse carregamento atingiu 4,34°, como pode ser visualizado no Gráfico 9.

Figura 25- Toque no eixo Z com Haste de Fixação. (a) Vista Frontal (b) Vista Inferior



Fonte: Autoria Própria, 2018

Gráfico 9- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque no eixo Z

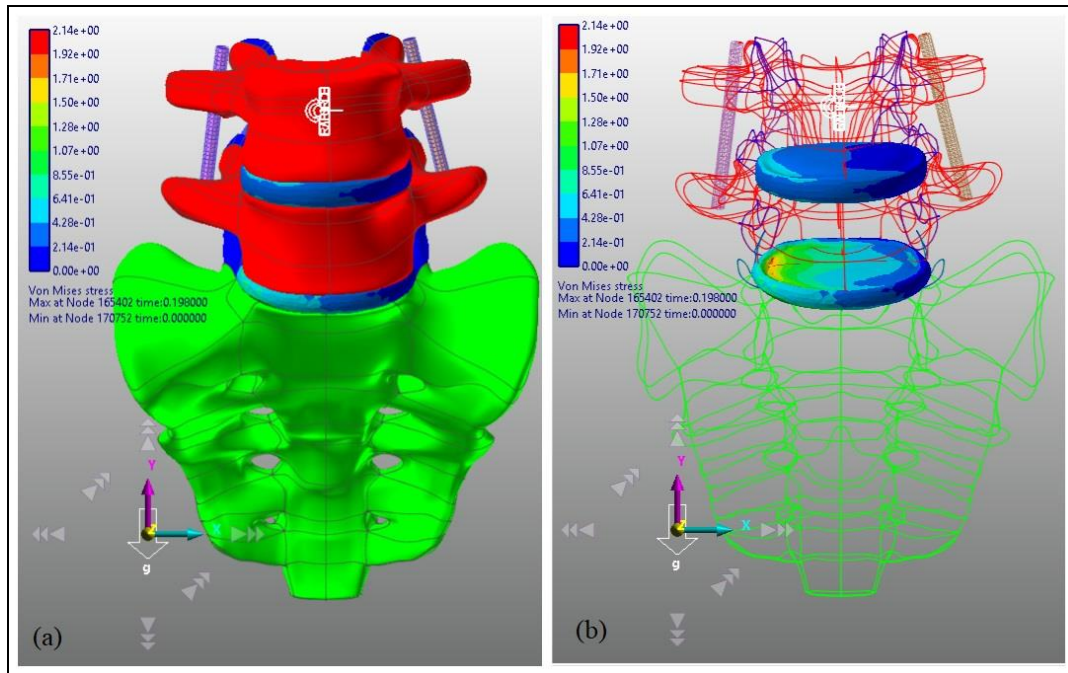


Fonte: Autoria Própria, 2018

4.2.4 Torque combinado nos eixos Y e Z com aparelhagem cirúrgica da artrodese

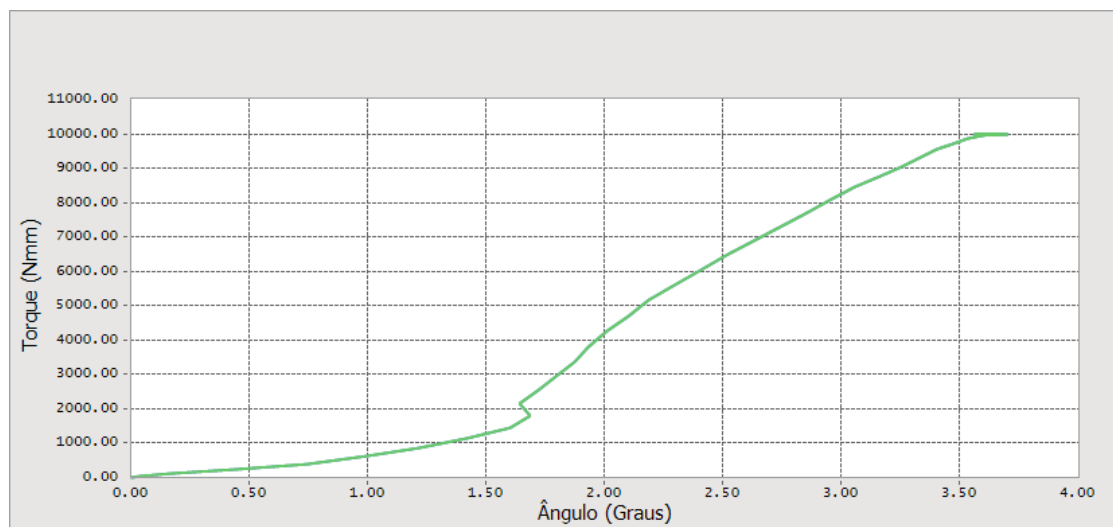
O torque combinado nos eixos Y e Z gerou no modelo tensões mais intensas na região superior direita no disco L5-S1 (Figura 26), obtendo valor máximo de 2,14 Mpa. Este carregamento provocou um deslocamento angular da vertebra L4 de 3,63° (Gráfico 10).

Figura 26- Toque nos eixos Y e Z com Haste de Fixação



Fonte: Autoria Própria, 2018

Gráfico 10- Deslocamento Angular da Vertebra L4 devido ao Torque nos eixos Y e Z



Fonte: Autoria Própria, 2018

4.3 Discursões

Após realizar todas as simulações foi possível identificar os padrões e tendências que surgiram no estudo. O padrão mais marcante foi a ocorrência de máximas tensões no disco L5-S1, apresentando esse comportamento em todas as análises. Este comportamento se deve ao fato do disco L5-S1 ser o último disco da coluna vertebral, e assim amortece todo o movimento da coluna.

A tendência de perda da mobilidade da coluna com aparelhagem cirúrgica devido a redução da amplitude dos movimentos, esteve presente nos carregamentos nos eixos X, Y e no carregamento combinado Y e Z. Esse comportamento não ocorreu no carregamento no eixo Z, onde houve um leve aumento na amplitude do deslocamento.

A Quadro 5 compara os valores de deslocamentos obtidos nas simulações da coluna natural e com aparelhagem de artrodese. A diferença mais acentuada no deslocamento ocorreu na simulação de carregamento no eixo X, reduzindo a amplitude do movimento em 65%.

O carregamento no eixo Z provocou um comportamento contrário as outras simulações, onde a amplitude aumentou 35% com a aparelhagem cirúrgica. As outras simulações de carregamento no eixo Y e combinado (Y, Z) seguiram o padrão de redução da amplitude do movimento com a aparelhagem, sendo reduzido 25% e 20% respectivamente.

Quadro 5- Comparação entre os Deslocamentos Angulares

Carregamentos	Coluna Natural (Graus)	Coluna com Aparelhagem (Graus)	Diferença Absoluta (Graus)	Diferença Relativa
Eixo X	18,89	6,65	12,24	65%
Eixo Y	4,61	3,48	1,13	25%
Eixo Z	3,22	4,34	1,12	35%
Eixo Y e Z	4,53	3,63	0,9	20%

Fonte: Autoria Própria (2018)

As tensões foram reduzidas seguindo a tendência de redução da amplitude do movimento em todas as simulações, ocorrendo seu aumento apenas no carregamento no eixo Z, devido ao aumento no deslocamento angular. O Quadro 6 compara os resultados das tensões obtidas nas simulações da coluna natural e com as hastes de fixação.

Quadro 6- Comparação entre as tensões

Carregamentos	Coluna Natural (Mpa)	Coluna com Aparelhagem (Mpa)	Diferença Absoluta (Mpa)	Diferença Relativa
Eixo X	6,9	4,43	2,47	36%
Eixo Y	1,82	1,82	0	0%
Eixo Z	1,22	3,11	1,89	155%
Eixo Y e Z	2,16	2,14	0,02	1%

Fonte: Autoria Própria (2018)

Analisando o Quadro 6 é possível observar que as tensões no eixo Z passaram de 1,22 Mpa para 3,11 Mpa com a aparelhagem cirúrgica, correspondente a um aumento de 155%.

As tensões geradas pelo carregamento no eixo Y permaneceram as mesmas. Já as tensões provocadas pelo carregamento no eixo X diminuíram 36% com a inserção da aparelhagem cirúrgica.

Em comparação com os estudos presentes na literatura, pode-se concluir que os resultados obtidos neste estudo foram em concordância com os demais. Na comparação de deslocamento, foi possível comparar com os estudos de Feng et al. (2011), Renner et al. (2007), Oliveira (2013) e Panjabi et al. (1994), cujo os autores realizaram um estudo de movimento similar. O Quadro 7 representa essa comparação.

Quadro 7- Comparação de deslocamentos

Autores	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
Oliveira (2013)	17°	-	-
Panjabi et al. (1994)	19,7°	3,8°	2,4°
Renner et al. (2007)	16,8°	4,9°	1,4°
Feng et al. (2011)	17,4°	3,7°	2,1°
Meu estudo	18,9°	4,6°	3,2°

Fonte: Autoria Própria (2018)

As tensões nos discos foram comparadas com o estudo de Castellvi et al. (2007), onde ele realizou um deslocamento de 45° de flexão (Toque no eixo X no meu modelo) e atingiu tensão máxima na região posterior do disco (Figura 11), com valor de 7,7 Mpa. Dessa forma, as tensões máximas com o movimento similar atingiram 6,9 Mpa.

5 CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo estudar a biomecânica da coluna lombar, por meio de uma simplificação na quantidade de vertebrae, e analisar o comportamento das mesmas com a aparelhagem cirúrgica de artrodese, verificando a distribuição de tensões nos discos e os deslocamentos angulares das vertebrae.

O objetivo proposto foi atingido, tendo o modelo comparado com estudos similares presente na literatura científica. As tensões nos discos sofreram poucas variações, continuando baixas devido a rigidez do disco. O estudo comprovou que as maiores solicitações ocorrem no disco L5-S1, que corresponde ao último disco da coluna vertebral, onde sustenta toda a coluna vertebral, fazendo a ligação da coluna lombar com o sacro. O movimento de extensão provocou as maiores tensões nos discos, devido ao maior deslocamento causado por este movimento.

A mobilidade da coluna foi analisada e foi verificado que a aparelhagem ocasiona uma redução do movimento, tendo sua máxima redução no movimento de extensão da coluna. Um caso à parte ocorreu no deslocamento lateral (Torque em Z), onde a amplitude do movimento foi maior com as hastes de fixação.

REFERÊNCIAS

- AMBATI, D. V, WRIGHT, E. K., LEHMAN, R. A., KANG, D. G., WAGNER, S. C., & DMITRIEV, A. E. **Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion : a finite element study.** The Spine Journal, 2014. <http://doi.org/10.1016/j.spinee>
- BAUM, T., Grande Garcia, E., Burgkart, R., Gordijenko, O., Liebl, H., Jungmann, P. M., ... Bauer, J. S. **Osteoporosis imaging:** effects of bone preservation on MDCT-based trabecular bone microstructure parameters and finite element models. BMC Medical Imaging, 2015. <http://doi.org/10.1186/s12880-015-0066-z>
- BOGDUK, N., **Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum** , Elsevier/Churchill Livingstone, Philadelphia, 2005.
- CASTELLVI, Antonio E.; HUANG, Hao; VESTGAARDEN, Tov. **Stress Reduction in Adjacent Level Discs via Dynamic Instrumentation: A Finite Element Analysis.** Sas Journal. Spring, p. 74-81. out. 2007.
- COOK, S. D., SALKELD, S. L., STANLEY, T., FACIANE, A., & MILLER, S. D. **Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone.** The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society, 2004. <http://doi.org/10.1016/j.spinee.2003.11.010>
- DEOGHARE, A. B., KASHYAP, S., & PADOLE, P. M. **Investigation of biomechanical behavior of lumbar vertebral segments with dynamic stabilization device using finite element approach,** 2013.
- DIVYA, V. & MARIAMICHAEL, Anburajan. **Finite element analysis of human lumbar spine.** ICECT 2011 - 2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology, 2011.
- DREISCHARF, M. et al. **Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine:** predictive power of models improves when combined together. Journal of biomechanics, v. 47, n. 8, p. 1757–66, 3 jun. 2014.
- FENG Z.Z. et al. **Shortterm outcome of bilateral decompression via a unilateral paramedian approach for transforaminal lumbar interbody fusion with unilateral pedicle screw fixation.** Orthopedics. 2011.
- FRANKEL, Victor; MARGARETA, Nordin. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético.** 3. ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 2003. 428 p.
- Fuh, L. et al. **Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone:** three-dimensional numeric analysis. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 28(2), e64–71. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23527370>
- GONG, Zhiqiang et al. **Finite element analysis of 3 posterior fixation techniques in the lumbar spine.** Orthopedics 37 5 (2014): e441-8.

HALL, Susan J.. **Biomecânica Básica**. 5. ed. São Paulo: Manole, 2009. 560 p.

KURUTZ, M. **Finite element modelling of human lumbar spine**. 2010.

KURUTZ, M., & OROSZVÁRY, L. **Finite Element Modeling and Simulation of Healthy and Degenerated Human Lumbar Spine**. 2012.

NETTER, Frank H. **Atlas de Anatomia Humana**. 6. ed. Sao Paulo: Elsevier, 2014. 624 p.

OLIVEIRA, David Gonçalves de. **ANÁLISE MECÂNICA DA COLUNA LOMBAR COM ÊNFASE NOS ESFORÇOS NOS LIGAMENTOS**. 2013. 141 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de PÓS-Graduação em Engenharia de Estruturas, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.

PANJABI, M.M. et al. **Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves**. J Bone Joint Surg Am. 1994.

PONNUSAMY, K. E., IYER, S., GUPTA, G., & KHANNA, J. (2011). **Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations**. The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society, 11(1), 54–63. <http://doi.org/10.1016/j.spinee.2010.09.024>

RENNER S.M. et al. **Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine**. J Biomechan. 2007.

ROSNER, M. K., POLLY, D. W., KUKLO, T. R., & ONDRA, S. L. **Thoracic pedicle screw fixation for spinal deformity**. Neurosurgical Focus, 2003.

SAHANI, Rishikant. **Finite Element Analysis of Human Lumbar Vertebrae in Pedicle Screw Fixation**. 2015.

SANTOS, O Método dos Elementos Finitos na Simulação de Fixadores de Colunaantonio Marcos dos; PAULIN, José B. P.. **O Método dos Elementos Finitos na Simulação de Fixadores de Coluna**. Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Fmrp/usp, São Paulo, p.1-5, 2007.

SHERMAN, M. A., SETH, A., & DELP, S. L. **Simbody: multibody dynamics for biomedical research**, 2011. Procedia IUTAM, 2, 241–261.

TABESH, Majid; GOEL, Vijay; ELAHINIA, Mohammad H.. **Shape Memory Alloy Expandable Pedicle Screw to Enhance Fixation in Osteoporotic Bone: Primary Design and Finite Element Simulation**. Journal Of Medical Devices, [s.l.], v. 6, n. 3, p.1-8, 2012. ASME International. <http://dx.doi.org/10.1115/1.4007179>.

TRIBUZI, Morais et al. **Development of a biomechanical spine model for dynamic analysis**. 2012 IEEE 2nd Portuguese Meeting in Bioengineering, ENBENG 2012. 10.1109/ENBENG.2012.6331393.

WOLF, Alon et al. **Morphometric Study of the Human Lumbar Spine for Operation–Workspace Specifications**. Spine, [s.l.], v. 26, n. 22, p.2472-2477, nov. 2001. Ovid

Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/00007632-200111150-00015>.

YAMAMOTO, I. et al. **Three-Dimensional Kinematic Analysis of the Human Whole Lumbar Spine and Natural Lumbosacral Spondylolysis**. In: Niwa S., Perren S.M., Hattori T. (eds) Biomechanics in Orthopedics. Springer, Tokyo.

YOUNG, B. et al. **Wheater's Functional Histology: A Text and Colour Atlas**. Churchill Livingstone, p. 448, 2006.

Zhan Gao, Ian Gibson, Chen Ding, Junze Wang, Jiehua Wang, **Virtual Lumbar Spine of Multi-body Model Based on Simbody**, Procedia Technology, Volume 20, 2015, Pages 26-31, ISSN 2212-0173.

ZULKIFLI, A., ARIFFIN, A. K., & RAHMAN, M. M. **Probabilistic Finite Element Analysis of Vertebrae of the Lumbar Spine under hyperextension loading**. International Journal of Automotive and Mechanical Engineering, 2011.