



**INSTITUTO LATINO-AMERICANO DE TECNOLOGIA,
INFRAESTRUTURA E TERRITÓRIO (ILATIT)**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA CIVIL (PPGECI)**

**Análise Biomecânica dos Mecanismos de Estresse e Degeneração do Disco
Intervertebral Lombar: Um Estudo Baseado em Modelagem 3D e Método dos
Elementos Finitos**

JOÃO PEDRO SCHMITZ

Foz do Iguaçu
2025



**INSTITUTO LATINO-AMERICANO DE
TECNOLOGIA, INFRAESTRUTURA E
TERRITÓRIO (ILATIT)**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA CIVIL (PPGECI)**

**Análise Biomecânica dos Mecanismos de Estresse e Degeneração do Disco
Intervertebral Lombar: Um Estudo Baseado em Modelagem 3D e Método dos
Elementos Finitos**

JOÃO PEDRO SCHMITZ

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil da Universidade Federal da Integração Latino-Americana, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Civil.

Orientador: Prof. Dr^o Aref Kalilo Lima Kzam

Foz do Iguaçu

2025

JOÃO PEDRO SCHMITZ

Análise Biomecânica dos Mecanismos de Estresse e Degeneração do Disco Intervertebral Lombar: Um Estudo Baseado em Modelagem 3D e Método dos Elementos Finitos

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil da Universidade Federal da Integração Latino-Americana, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Civil.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr° Aref Kalilo Lima Kzam
UNILA

Prof. (Dr°) Rodrigo Juliano Grignet
UNILA

Prof. Dr° Emerson Felipe Félix
UNESP

Prof. Dr° Rafael Lins
ITA

Foz do Iguaçu, 21 de fevereiro de 2025.

Catálogo elaborado pelo Setor de Tratamento da Informação
Catálogo de Publicação na Fonte. UNILA - BIBLIOTECA LATINO-AMERICANA - CENTRAL

S355

Schmitz, João Pedro.

Análise biomecânica dos mecanismos de estresse e degeneração do disco intervertebral lombar: um estudo baseado em modelagem 3D e método dos elementos finitos / João Pedro Schmitz. - Foz do Iguaçu, 2025.
72 f.: il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal da Integração Latino-Americana. Instituto Latino-Americano de Tecnologia, Infraestrutura e Território. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil de Infraestruturas. Foz do Iguaçu-PR, 2025.

Orientador: Aref Kalilo Lima Kzam.

Coorientador: Rodrigo Juliano Grignet.

1. Modelagem 3d. 2. Deslocamento do Disco Intervertebral. 3. Biomecânica. 4. Método dos elementos finitos.
I. Kzam, Aref Kalilo Lima. II. Grignet, Rodrigo Juliano. III. Título.

CDU 612.76

AGRADECIMENTOS

A jornada até a conclusão desta dissertação foi desafiadora, mas também repleta de aprendizados e momentos inesquecíveis. Nada disso teria sido possível sem o apoio de pessoas especiais, às quais expresso minha mais profunda gratidão.

À minha mãe Ivane e irmã Waleska, por seu amor incondicional, incentivo e força, que sempre me guiaram. Seu exemplo de dedicação e resiliência foi essencial para que eu chegasse até aqui.

À minha esposa Ema, pelo carinho, paciência e por acreditar em mim mesmo nos momentos em que eu duvidei. Sua presença foi meu porto seguro e minha maior motivação.

Aos meus amigos André, Jonathan, Júlio, Lucas, Murilo e William, por todo o suporte, pelas conversas que aliviaram a pressão e pelos momentos de descontração que me ajudaram a manter o equilíbrio ao longo do caminho, e por salvar meu computador mais de uma vez, né André e Lucas!

Ao meu orientador Aref, por sua orientação precisa, paciência e incentivo. Sua dedicação e conhecimento foram fundamentais para que eu pudesse desenvolver este trabalho com confiança e qualidade e mais importante, no prazo.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para essa conquista, meu sincero muito obrigado!

RESUMO

O estudo teve como objetivo principal analisar os mecanismos de estresse do disco intervertebral humano, especificamente na região lombar (L4-L5-S1), utilizando modelagem 3D obtida através de exames de imagens (ressonância magnética) e o Método dos Elementos Finitos (MEF) para análise, e compreender como diferentes combinações de cargas e movimentos como flexão, extensão, flexão lateral e torção, afetam as estruturas do disco intervertebral, especialmente o anel fibroso (AF) e o núcleo pulposo (NP), além disso, diferentes configurações de volume e posicionamento do NP de modelos saudáveis e degenerados (abaulados) foram comparados para avaliar o impacto da degeneração na biomecânica do disco. Obtendo as propriedades mecânicas dos modelos através de otimização direta, onde M1 (modelo saudável) e M1-A (abaulado) teve uma redução no módulo de elasticidade para o NP, e para o AF. Os modelos M2 e M2-A o módulo de elasticidade (E) do NP reduziu, já o AF recebeu um aumento. Além das propriedades e geometria do DIV os resultados mostraram que os modelos degenerados apresentaram maiores deslocamentos verticais, horizontais e tensões, especialmente durante a flexão e flexão lateral. A pressão equivalente (Von Mises) no núcleo pulposo também aumentou significativamente em modelos degenerados em M1-A e em M2-A durante a extensão, destacando a importância do posicionamento e volume do NP na distribuição de cargas. A simulação com sobrecarga em postura incorreta durante a flexão revelou deslocamentos significativas no disco L4-L5 e altas tensões no disco L5-S1. O estudo concluiu que a degeneração do disco intervertebral aumenta os deslocamentos e tensões, especialmente em movimentos de flexão, flexão lateral e torção, o volume e localização do núcleo pulposo influenciam diretamente na resistência do disco intervertebral e a adição de cargas durante as movimentações incorretas aceleram a degeneração DIV.

Palavras-chave: Modelo 3d. Método dos elementos finitos. Hérnia de disco. biomecânica.

ABSTRACT

The main objective of this study was to analyze the stress mechanisms of the human intervertebral disc, specifically in the lumbar region (L4-L5-S1), using 3D modeling obtained through imaging exams (magnetic resonance imaging) and the Finite Element Method (FEM) for analysis. The study aimed to understand how different combinations of loads and movements—such as flexion, extension, lateral flexion, and torsion—affect the intervertebral disc structures, particularly the annulus fibrosus (AF) and nucleus pulposus (NP). Additionally, different volume configurations and NP positioning in healthy and degenerated (bulging) models were compared to assess the impact of degeneration on disc biomechanics. The mechanical properties of the models were obtained through direct optimization, where M1 (healthy model) and M1-A (bulging) showed a reduction in the elastic modulus for both the NP and AF. In models M2 and M2-A, the NP's elastic modulus (EEE) decreased, while the AF's modulus increased. Beyond the properties and geometry of the intervertebral disc (IVD), the results showed that degenerated models exhibited greater vertical and horizontal displacements and higher stress levels, especially during flexion and lateral flexion. The equivalent pressure (Von Mises stress) in the nucleus pulposus also increased significantly in degenerated models M1-A and M2-A during extension, highlighting the importance of NP positioning and volume in load distribution. The simulation of overload in an incorrect posture during flexion revealed significant displacements in the L4-L5 disc and high stress in the L5-S1 disc. The study concluded that intervertebral disc degeneration increases displacements and stress, particularly during flexion, lateral flexion, and torsion movements. The volume and location of the nucleus pulposus directly influence the resistance of the intervertebral disc, and the addition of loads during improper movements accelerates IVD degeneration.

Key words: 3D Model. Finite Element Method. Disc herniation. Biomechanics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Plano transversal do corpo vertebral da seção lombar	17
Figura 2 - Plano sagital da seção lombar	17
Figura 3 - Elementos do disco intervertebral.....	19
Figura 4 - Iteração do núcleo pulposo com o anel fibroso.....	20
Figura 5 - Disco intervertebral sobre compressão axial	21
Figura 6 - Fluxograma da metodologia.....	25
Figura 7 - Planos de orientação.	26
Figura 8 - Modelagem 3D e seções 2D utilizadas.....	27
Figura 9 - Modelo obtido através de exames de imagens.....	28
Figura 10 - <i>Static Structural</i> e as propriedades dos materiais.....	29
Figura 11 - Modelo com extensão na parte superior de L4	29
Figura 12 - Disco intervertebral dos modelos a) M1, b) M2, c) M1-A, d) M2-A.....	30
Figura 13 - Definindo as propriedades de cada geometria.....	31
Figura 14 - Número de nós e elementos totais.....	32
Figura 15 - Definição das conexões entre as geometrias.	32
Figura 16 - Aplicação da carga vertical	33
Figura 17 – Deslocamento direcional (Z) do disco intervertebral L4-L5	33
Figura 18 - Configuração do <i>Direct Optimization</i>	34
Figura 19 - Movimentos da coluna vertebral	36
Figura 20 - Posição incorreta de levantar cargas do chão	36
Figura 21 - Deslocamentos L4-L5, M1, M1-A (a) e M2 e M2-A (b).....	37
Figura 22 - Deslocamentos da seção L4-S1 devido a diferentes cargas	39
Figura 23 - Deslocamentos L5-S1, M1, M1-A (a) e M2 e M2-A (b).....	40
Figura 24 - Tensão principal do DIV L4-L5, a) Torção, b) Extensão, c) Flexão, d) Flexão Lateral	41
Figura 25 - Tensão máxima principal do DIV L5-S1, a) M1, M1-A e b) M2 e M2-A ...	42
Figura 26 - Pressão Equivalente de Von Mises, a) Torção, b) Extensão, c) Flexão, d) Flexão Lateral.....	44
Figura 27 - Pressão Equivalente de Von Mises, DIV L5-S1.	45
Figura 28 - a) Deslocamentos, b) TMP, Cisalhamento e Teq do modelo M1	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Amplitude de movimentos	18
Tabela 2 - Propriedades selecionadas para simulação.....	21
Tabela 3 - Propriedades obtidas pós otimização	35
Tabela 4 - Combinações de cargas e momentos.....	35
Tabela 5 - Módulo de elasticidade do disco intervertebral	64
Tabela 6 - Coeficiente de Poisson do disco intervertebral	65
Tabela 7 - Propriedades mecânicas do disco intervertebral.....	67
Tabela 8 - Propriedades mecânicas, Li (2018).....	68
Tabela 9 - Tipo de conexões utilizadas entre as geometrias.....	70
Tabela 10 - Número de elementos e nós Modelos M1 e M1-A	70
Tabela 11 - Número de elementos e nós Modelos M2 e M2-A	71
Tabela 12 - Deslocamentos na direção Z em milímetros disco intervertebral L4-L5.....	71
Tabela 13 - Deslocamentos na direção Y em milímetros disco intervertebral L4-L5.....	71
Tabela 14 Deslocamentos na direção Z em milímetros disco intervertebral L5-S1.....	72
Tabela 15 Deslocamentos na direção Y em milímetros disco intervertebral L5-S1.....	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ILATIT	Instituto Latino-Americano de Tecnologia, Infraestrutura e
UNILA	Universidade Federal da Integração Latino-Americana
MEF	Método dos Elementos Finitos
E	Modulo de Elasticidade
ν	Coefficiente de Poisson
TC	Tomografia Computadorizada
RM	Ressonância Magnética
NP	Núcleo Pulposo
NP1	Núcleo Pulposo entre os corpos vertebrais lombares 4 e 5
NP2	Núcleo Pulposo entre os corpos vertebrais lombar 5 e sacral 1.
AF	Anel fibroso
AF1	Anel fibroso entre os corpos vertebrais lombares 4 e 5
AF2	Anel fibroso entre os corpos vertebrais lombar 5 e sacral 1.
PC	Placa Cartilaginosa
L4	Quarta Vertebra Lombar
L5	Quinta Vertebra Lombar
S1	Primeira Vertebra Sacral
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
OMS	Organização Mundial de Saúde
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
TMP	Tensão Máxima Principal
Teq	Tensão Equivalente (Von Mises)
DIV	Disco Intervertebral
DIV1	Disco intervertebral L4-L5
Dz	Direção vertical
Dy	Direção posterior horizontal

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 OBJETIVOS	24
1.2 ESTRUTURA DA COLUNA VERTEBRAL	16
.1.2.1 <i>Seção lombar</i>	17
1.2.2 <i>Disco intervertebral</i>	18
1.3 APLICAÇÕES DA MODELAGEM 3D	22
1.4 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	23
2 METODOLOGIA.....	25
2.1 OBTENÇÃO E TRATAMENTO DOS EXAMES DE IMAGENS.....	26
2.2 OBTENÇÃO DOS MODELOS	27
2.3 MEF – ANSYS.....	28
2.3.1 <i>Seleção do tipo de análise</i>	28
2.3.2 <i>Propriedades Mecânicas</i>	28
2.3.3 <i>Configuração da geometria</i>	29
2.3.4 <i>Calibrações da simulação</i>	30
2.3.5 <i>Otimização das propriedades mecânicas</i>	34
2.4 SIMULAÇÕES DE CARGAS E MOMENTOS	35
3. RESULTADOS.....	37
3.1 DESLOCAMENTOS.....	37
3.1.1 <i>Disco intervertebral L4-L5</i>	37
3.1.2 <i>Disco intervertebral L5-S1</i>	39
3.2 TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL	40
3.2.1 <i>Anel fibroso L4-L5</i>	40
3.2.2 <i>Disco intervertebral L5-S1</i>	42
3.3 TENSÃO EQUIVALENTE (VON MISES)	43
3.3.1 <i>Núcleo Pulposos L4-L5</i>	43
3.3.2 <i>Núcleo Pulposos L5-S1</i>	44
3.4 ENSAIO DE FLEXÃO COM CARGA	45
3 DISCUSSÃO	47
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	50
REFERÊNCIAS.....	51

ANEXOS..... 63

ANEXO A - TABELAS COM AS PROPRIEDADES MECÂNICAS 64

APÊNDICE..... 69

APÊNDICE A - DADOS UTILIZADOS E RESULTADOS OBTIDOS 70

1 INTRODUÇÃO

Disfunções na coluna são a segunda maior causa de reclamações de pacientes aos médicos, ficando atrás apenas das dores de cabeça. De acordo com uma reportagem do Jornal da USP de 2021, a OMS (Organização mundial da Saúde) apurou dados que indicam que cerca de 80% da população já sofre, ou ainda sofrerá de dores na região da coluna lombar (LEMOS, 2021). No mundo aproximadamente 11,9% da população sofre de alguma forma de dor lombar, o que gera um grande desgaste nos sistemas de saúde (HOY *et al.*, 2012). E segundo Negrelli (2001), 2 a 3% da população mundial sofrem de hérnia de disco, este problema pode ser devido a vários fatores, como influência genética, causas ambientais, posturais, desequilíbrio muscular ou causada por impactos e movimentação de forma abrupta.

A hérnia de disco que consiste na ruptura do anel fibroso do disco intervertebral, pode ser ocasionada por alta energia (impactos e quedas) ou baixa energia (movimentação com cargas, má postura ou rotações), isso pode resultar na expulsão do núcleo pulposo (ALVES FILHO; GONÇALVES; BARBOSA, 2021). Esta patologia no disco pode pressionar as raízes nervosas, ocasionando dores e limitando a mobilidade do membro afetado. E pode ser classificada em quatro níveis, sendo o abaulamento discal, protrusão discal, extrusão discal e sequestro discal (VIALLE *et al.*, 2010).

Por definição a abaulamento ocorre quando o núcleo pulposo (NP) apresenta uma leve redução em seu volume, porém sem ruptura, já a protrusão discal, apenas as fibras externas do anel fibroso (AF) seguram o núcleo pulposo, a extrusão discal, consiste na ruptura do anel fibroso e vazamento do núcleo para o espaço epidural porém o NP ainda está em contato com a massa central, já o sequestro discal é quando o NP e fragmentos do AF se encontram totalmente fora do disco intervertebral (MARTINS FILHO *et al.*, 2014).

As formas de tratamento da hernia de disco segundo Negrelli (2001), são divididas entre conservadoras (medicamentos, repouso, fisioterapia) e invasivas (cirúrgicas). Segundo Alves Filho, Gonçalves e Barbosa (2021), apenas 3% de pessoas diagnosticadas com hérnia de disco necessitam de cirurgia. Recomendada principalmente quando a protusão afeta o modo de vida do paciente, ocasionando fraqueza motora, dormência, irradiação intensa de dor para as extremidades,

incontinência urinária ou fecal, sintomas esses de compressão da raiz nervosa. Os exames de imagens possuem um papel essencial no diagnóstico, pois permitem uma visualização das estruturas corporais sem causar danos ao paciente (SUSSELA *et al.*, 2017).

Alguns exames de imagens como o raio-x, são utilizados para detectar alterações ou danos em ossos desde 1896 (BUSHONG, 2008), já exames como a ressonância magnética (RM) e a tomografia computadorizada (TC) permitem visualizar nervos, o disco intervertebral, vasos sanguíneos, ossos e músculos (INSTITUTE OF BIOMEDICAL IMAGING, 2022a, 2022b). Ou seja, possibilitam uma visualização ampla e precisa de toda a região com possível patologia.

Outras técnicas surgiram para uma visualização mais imediata como a técnica de ultrassom e a fluoroscopia 3D, ambas amplamente utilizadas durante cirurgias, devido a sua rápida geração de imagem (INSTITUTE OF BIOMEDICAL IMAGING, 2022c; WANG *et al.*, 2017).

Neste contexto compreender os mecanismos estressores que levam a degeneração do disco intervertebral e entender como as propriedades físicas e mecânicas reagem a essa degradação possibilitam elaborar novas condutas ou ainda aperfeiçoar as formas de tratamento existentes para patologias estruturais desta região corporal.

1.2 ESTRUTURA DA COLUNA VERTEBRAL

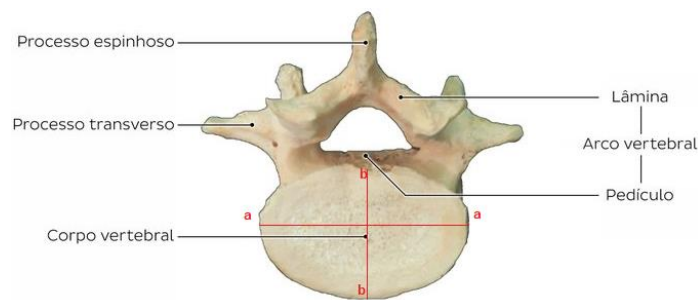
A coluna vertebral é a estrutura que mantém o corpo humano na posição vertical, sendo composta por 33 ossos (vertebras), cartilagem (disco intervertebral), nervos, ligamentos e músculos (DRAKE, 2010). É dividida em 5 seções, cervical (7 ossos), torácica (12 ossos), lombar (5 ossos), sacral (5 ossos) e cóccix (3-4 ossos), sendo as duas últimas seções com ossos fixados entre si, sem separação por cartilagem (LINHARES. 2023).

Os ossos e discos intervertebrais são responsáveis por sustentar as cargas de compressão, os ligamentos e músculos resistem as cargas de tração, onde segundo Appel *et al.*, (2002), pode ser associada a uma viga em balanço, com os ossos e cartilagem sendo o concreto, resistindo a compressão e os músculos e ligamentos seriam as barras de aço que resistem a tração, e quando combinados suportam cargas estáticas e móveis.

.1.2.1 Seção lombar

A coluna vertebral lombar possui algumas diferenças em relação as seções torácicas e a cervical. O corpo vertebral é mais largo na direção a-a Figura 1, essa diferença ocorre devido ao nível de carga sustentado nessa região, seguindo o princípio dos corpos de igual resistência (APPEL *et al.*, 2002). O corpo vertebral sustenta todo o peso da parte superior do corpo humano, incluindo os braços, cabeça, órgãos internos, ossos, músculos e gordura. Diniz *et al.*, (2006) define que o osso é composto de uma combinação de características dúcteis e frágeis, resistindo bem a deformações e fraturas.

Figura 1 - Plano transversal do corpo vertebral da seção lombar

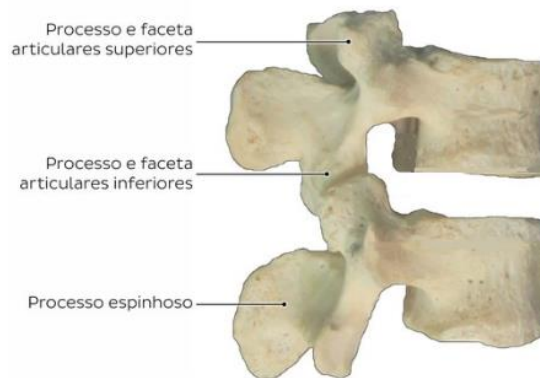


Fonte: Carlos Suares-Quian, (2023)¹.

Outra diferença são os processos articulares superiores e inferiores, que possuem uma face articulada revestida com um material cartilaginoso, os processos se encaixam como exemplificado na Figura 2 (MOORE; DALLEY; AGUR, 2013), sendo os processos inferiores alocados na parte interna dos superiores, isso resulta na limitação de rotação entre as vértebras a 1 grau para cada lado e 5 graus para toda a seção lombar (DO CARMO, 2023).

Figura 2 - Plano sagital da seção lombar

¹ <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/vertebras-lombares>. Acesso em: 07 Nov. 2023



Fonte: Carlos Suares-Quian, (2023).

A musculatura da região posterior é dividida em 3 camadas: a profunda, média e superficial, estes músculos fazem a função de tirantes, que atuando sobre tração (APPEL *et al.*, 2002), a principal função dessa musculatura posterior é a extensão que pode chegar até 20° graus de inclinação. A musculatura lateral atua principalmente na flexão lateral que pode chegar a até 20° graus na região lombar (MOORE; DALLEY; AGUR, 2013).

Já a musculatura anterior é composta por vários músculos, esta combinação de músculos é responsável pelo auxílio na rotação da seção lombar e propiciam a flexão frontal, que pode chegar a 60° graus (KAPANDJI, 2002). Para maior facilidade de observação dos graus de liberdade possuído entre as vertebrae de uma seção lombar saudável, os dados foram agrupados no Tabela 1.

Tabela 1 - Amplitude de movimentos

Seção analisada	Flexão Anterior	Flexão Posterior	Flexão Lateral	Rotação
Toda a lombar	60°	20°	20°	5°
L5-S1	12°	4°	4°	1°

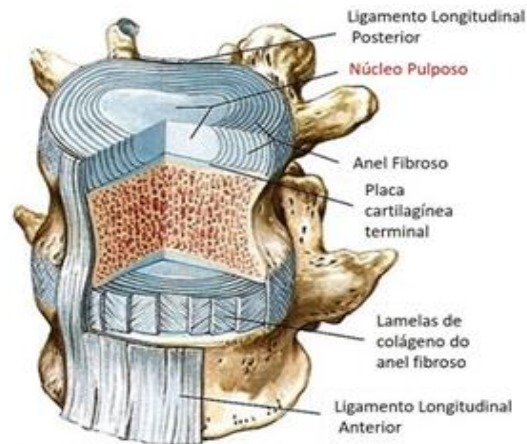
Fonte: Kapandji (2002).

1.2.2 Disco intervertebral

O disco intervertebral na região lombar possui a maior espessura, medindo 9 - 11 mm, isso ocorre pois é o principal responsável pela dissipação de energia mecânica através da deformação que o mesmo sofre (LINHARES, 2023). Essa dissipação é possível devido à combinação dos elementos constituintes, que são o NP e o AF,

formando um conjunto com propriedades elásticas (MOORE; DALLEY; AGUR, 2013).

Figura 3 - Elementos do disco intervertebral



Fonte: Netter; Dalley, (2003).

1.2.2.1 Núcleo pulposos

Constituído por aproximadamente 98% de água, possui um aspecto gelatinoso, contendo substâncias mucopolissacarídeos (APPEL *et al.*, 2002). Na região lombar segundo Kapandji (2002) ele possui aproximadamente 4/10 da largura b-b Figura 1 do corpo vertebral e se encontra alojado mais próximo da região posterior.

Esta substância gelatinosa possui a propriedade de expandir-se devido a absorção de água, porém o núcleo se encontra encapsulado por camadas inextensíveis e concêntricas do AF permanecendo em estado de pré-tensão (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

A parte superior e inferior do núcleo pulposo é formado por uma placa cartilaginosa porosa, que permite a migração do líquido do núcleo quando submetido a tensões de compressão, reduzindo assim a altura do mesmo, porém esse fluido retorna no momento em que a carga é retirada e o corpo volta ao repouso (HAMILL, KNUTZEN, 2016).

Outra função do núcleo pulposo é transferir a carga de compressão vertical de forma horizontal para o anel fibroso (HAMILL; KNUTZEN, 2016). Segundo Kapandji (2002) podendo ser transmitida a uma proporção de 28 kg/cm linear e 16kg/cm² na posição em pé, chegando até 107 kg/cm² e 174kg/cm linear durante esforços de retificação, podendo ser ainda maior caso haja sobrecarga durante o esforço. Enquanto o NP permanece em estado de pré-tensão, o mesmo distribui cargas de

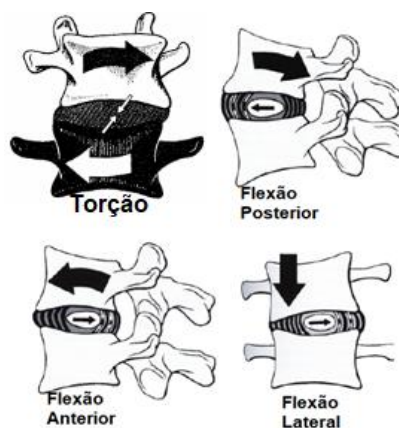
maneira mais eficiente para o AF (COSTI; HEARN; FAZZALARI, 2002)

1.2.2.2 Anel fibroso

A parte externa do disco, o anel fibroso é constituído por camadas concêntricas de colágeno com fibras. As fibras externas são quase verticais e se inclinam em direção ao NP e entre uma cada e outra do AF, as fibras possuem direções perpendiculares (HAMILL; BATES, 1988). Na fronteira com o núcleo pulposo o ângulo quase horizontal, que fornece um ambiente ideal de enclausuramento para o núcleo (MOORE; DALLEY; AGUR, 2013).

Segundo Kapandji (2002), o AF possui pouca resistência a compressão, sendo responsável por resistir a apenas 25% da carga axial que chega ao disco intervertebral, porém sua função é resistir as cargas horizontais produzidas pelo núcleo pulposo ao ser comprimido como exemplificado Figura 4. A disposição das fibras de forma oblíqua promovem uma maior resistência as cargas de rotação devido a sua disposição perpendicular (MOORE; DALLEY; AGUR, 2013).

Figura 4 - Iteração do núcleo pulposo com o anel fibroso



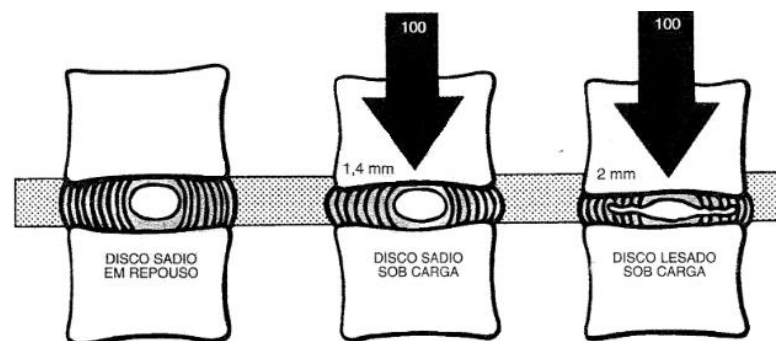
Fonte: Kapandji, (2002).

Porém essa boa interação ocorre apenas em casos em que ambos estão saudáveis, pois com a degeneração do NP por exemplo, ocasiona uma maior migração para a camada cartilaginosa, que acarreta em uma redução da espessura do disco (TORTORA, DERRICKSON, 2018). Isso resulta em um núcleo com sua pré-tensão reduzida, o mesmo ocorre em caso de ruptura de algumas camadas do anel fibroso, ocasionando uma redução da capacidade de encapsulamento do núcleo (KAPANDJI, 2002). Essa falha aumenta a carga vertical que chega ao anel fibroso,

aumentando o dano nas camadas do anel fibroso, podendo protrair (herniar) o núcleo pulposo (APPEL *et al.*, 2002).

Para efeitos de comparação, Kapandji (2002), demonstra que um disco intervertebral lombar sadio se submetido a uma carga de compressão axial de 100kg, sofre uma variação de espessura de aproximadamente 1,4mm que lentamente retorna após a retirada da carga, já um disco com danos nos anéis fibrosos internos permite o deslocamento do NP para as camadas do anel fibroso, resultando em uma redução de espessura de 2mm e esse valor não retorna após a descompressão Figura 5.

Figura 5 - Disco intervertebral sobre compressão axial



Fonte: Kapandji, (2002)

1.2.2.3 Solicitações e propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas Tabela 2, foram baseado em artigos (Tabela 5, Tabela 6, Tabela 7) os valores foram selecionados sendo estes os mais utilizados nos estudos (moda), as tabelas completas se encontram no anexo deste artigo. A variação nas propriedades mecânicas encontradas na literatura se dá devido à alta complexidade dos elementos. Estas propriedades foram utilizadas como base inicial das análises.

Tabela 2 - Propriedades selecionadas para simulação

Elementos	Núcleo Pulposo	Anéis Fibrosos	Corpo Vertebral
E (MPa)	0.1	4.2	500
Coefficiente de Poisson ν	0.499	0.2	0.2
Densidade	1 g/cm ³	1.2 g/cm ³	1.3 g/cm ³

Fonte: O autor (2025).

1.3 APLICAÇÕES DA MODELAGEM 3D

A modelagem de elementos 3D é de ampla utilização, sendo aplicada em vários ramos desde 1963, quando Ivan Sutherland escreveu o programa Sketchpad (SUTHERLAND, 1964), podendo ser utilizada para animações, filmes, jogos e também com aplicações na engenharia, permitindo analisar o método de construção, previsão de falhas e simulações de reações a cargas dinâmicas. Seguindo estas linhas de aplicações, os modelos 3D permitem uma visualização de estruturas complexas e prever as reações e deslocamentos.

Na medicina a aplicação de modelos 3D está sendo difundida cada vez mais, principalmente para planejar, treinar e guiar cirurgias (GOTO *et al.*, 2002; ACOSTA *et al.*, 2005; ITO; KAI; HASEGAWA, 2005; BLEDSOE *et al.*, 2009; RYANG *et al.*, 2015; HOFFMAN, 2016; GUHA *et al.*, 2017; HACIHALILOGLU; VIVES, 2020; PEH *et al.*, 2020; MÜLLER *et al.*, 2020; MALHAM, 2021; MOLLICA *et al.*, 2022; ZEGAREK *et al.*, 2022), diagnósticos de doenças e acompanhar tratamentos (NEGRIER *et al.*, 2019; PASSIAS *et al.*, 2009; SAWA *et al.*, 2021; SOMOSKEÖY *et al.*, 2012a, 2012b) e gerar próteses personalizadas (MOBBS *et al.*, 2018; TONG *et al.*, 2020). Isso se deve pela relativa facilidade em combinar imagens 2D de exames como a TC e a RM para formar modelos 3D.

É possível encontrar na literatura combinações de ambas as áreas, medicina e engenharia, onde ferramentas da engenharia são utilizadas para modelar sistemas complexos do corpo humano (FRIEDEL, 2016; RAMÍREZ; PACCOLA, 2018), utilizando análises lineares e não lineares, tecidos complexos podem ser bem representados, possibilitando uma melhor reprodução dos movimentos e patologias que podem atingir estes tecidos e estruturas.

Atualmente o método mais utilizado para avaliar estas estruturas complexas é o método dos elementos finitos (MEF), sendo utilizado há várias décadas em vários ramos, como engenharias e biomecânica (LIU; PARK, 2022). Isso ocorre devido a relativa facilidade em gerar modelos 3D utilizando exames de imagens em formato digital (DICOM), que podem ser inseridos em programas como o Ansys e o Abaqus, que aplicam o MEF.

1.4 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Para a aplicação do método dos elementos finitos (MEF) são necessárias algumas etapas, como a estruturação da malha, definição das propriedades mecânicas de cada estrutura corporal, estabelecer as condições de contorno e por último definir as forças externas e deslocamentos (ASSAN, 2003).

A formulação do Método dos Elementos Finitos (MEF) para resolver problemas estruturais baseia-se na criação de matrizes que descrevem o comportamento do sistema. O domínio contínuo do problema é subdividido em elementos finitos, conectados por nós, cada elemento contribui para as propriedades globais do sistema (HUGHES *et al.*, 1976).

A importância de determinar o tamanho da malha e o número de polígonos em um modelo de elementos finitos é crucial para se garantir a precisão e a eficiência dos resultados obtidos (SORIANO, 2003). A malha, consiste em uma subdivisão do domínio físico em elementos menores, como triângulos ou quadriláteros em 2D, ou tetraedros e hexaedros em 3D. O número e o tamanho desses elementos influenciam diretamente na qualidade da solução numérica. (GIACCHINI, 2012).

A determinação do tamanho da malha envolve um equilíbrio entre precisão e custo computacional, pois cada elemento gera uma matriz, logo uma malha mais rica, com elementos menores, geralmente produz resultados mais precisos, porém aumenta significativamente o custo computacional, por outro lado, uma malha mais pobre (menos densa) pode levar a resultados imprecisos, podendo não mensurar corretamente variações importantes no estudo (ASSAN, 2003). Logo, o número ideal de elementos visa equilibrar a velocidade do processamento, com a qualidade dos resultados.

As matrizes de rigidez de cada elemento são adicionadas a matriz global, respeitando a conectividade nodal, a matriz global é simétrica e esparsa para problemas de elasticidade linear. O vetor global de forças é montado a partir de forças externas aplicadas, como forças nodais ou cargas distribuídas, as contribuições de cada elemento são somadas no vetor global (ZIENKIEWICZ; TAYLOR 2005).

As condições de contorno essenciais são impostas diretamente na matriz global e no vetor de forças. Isso é feito ajustando linhas/colunas correspondentes a graus de liberdade fixados. Então o sistema linear é resolvido para obter o vetor de deslocamentos nodais (REDDY, 1993).

Os softwares comerciais como Ansys e Abaqus automatizam esse processo e fornecem ferramentas para modelagem. Os softwares de simulação computacional amplamente utilizado em ambientes acadêmicos e industriais para análise e projeto de engenharia, é conhecido por sua capacidade de lidar com problemas multifásicos e multifuncionais, permitindo a integração de diferentes tipos de análise em um único ambiente de trabalho, característica essa ideal para simular sistemas complexos como a coluna vertebral humana.

Além disso, possui a capacidade de realizar simulações altamente precisas e detalhadas, permitindo explorar diferentes cenários de projeto e otimizar o desempenho de sistemas e componentes, e ainda oferece recursos avançados de visualização e análise de resultados.

1.1 OBJETIVOS

A modelagem 3D e o MEF são ferramentas poderosas na análise biomecânica, permitindo simular estruturas complexas. A compreensão das propriedades mecânicas da coluna lombar e do comportamento dos discos intervertebrais saudáveis e abaulados, sob diferentes condições de carga é fundamental para a prevenção e tratamento desta patologia.

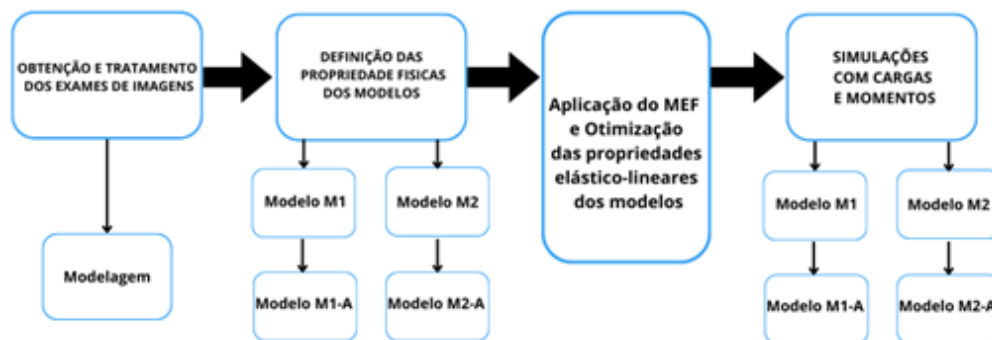
Com isso o desenvolvimento deste projeto permite analisar os impactos da patologia sobre a coluna vertebral lombar e também possibilita identificar quais cargas e movimentos tendem a ocasionar a patologia. Através dos seguintes objetivos principais

- Gerar modelos 3D das vértebras L4-L5-S1 em estados saudáveis e abaulados a partir de exames de ressonância magnética;
- Aplicar o MEF para definir propriedades mecânicas;
- Realizar simulações de carga e movimentação;
- Comparar os resultados das simulações para identificar diferenças biomecânicas entre discos saudáveis e degenerados.

2 METODOLOGIA

Inicialmente foi realizada uma revisão bibliográfica sobre a fisiologia articular e a biomecânica da região da coluna vertebral, buscando informações sobre as propriedades física e mecânicas da região, suas partes constituintes e suas funções básicas e posteriormente foi aplicada a sequência presente na Figura 6

Figura 6 - Fluxograma da metodologia



Fonte: O autor (2025).

Na primeira etapa foi realizado uma busca por exames de imagens de tomografia computadorizada (TC) e ressonâncias magnéticas (RM) de pacientes saudáveis, estes exames de imagens 2D em formato DICOM, foram transformados em um modelo 3D através do programa gratuito 3Dslicer.

A segunda etapa consiste em configurar a parte física dos modelos, criando assim dois tipos de modelos com núcleos pulposos diferentes (M1 e M2) e uma versão abaulada para cada modelo (M1-A e M2-A).

A terceira etapa, consistiu em aplicar as propriedades mecânicas obtidas na revisão de literatura e então utilizando a versão estudante do *Workbench do Ansys 2024 R1* foi aplicado o método dos elementos finitos buscando as reações dos modelos, quando solicitados com uma carga vertical de 980N. E após isso foi aplicada a técnica *Direct Optimization*, para encontrar as propriedades do NP e do AF de todos os modelos utilizando como referência os parâmetros de Kapandji (2002).

Já na etapa final, os modelos receberam combinações de cargas e momentos, buscando verificar a resposta dos modelos saudáveis (M1 e M2) e abaulados (M1-A e M2-A), analisando como a forma de representar o NP e a degeneração do disco afetam as respostas da estrutura, através dos deslocamentos verticais e horizontais

na direção posterior, a tensão máxima principal para avaliar o AF e a Tensão Equivalente de Von Mises para o NP.

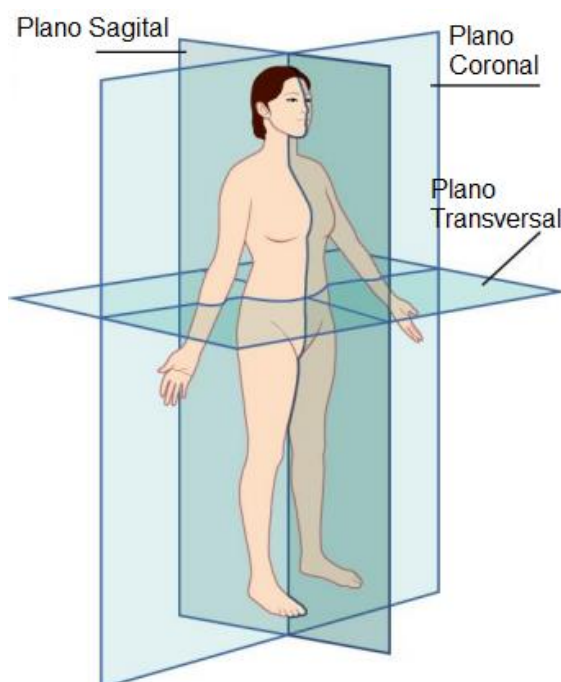
2.1 OBTENÇÃO E TRATAMENTO DOS EXAMES DE IMAGENS

As imagens foram obtidas através de bancos de dados do 3Dslicer e do acervo da USP, onde foram coletados exames reais de pacientes, saudáveis, posteriormente foram analisados e selecionados.

As imagens no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), é a forma padrão de armazenar e transmitir dados médicos, como imagens de ressonância magnética (RM), tomografia computadorizada (TC), ultrassom e outras modalidades de imagem médica. Cada imagem DICOM contém não apenas os dados de imagem propriamente ditos, mas também informações adicionais sobre o paciente, o equipamento de imagem utilizado, as configurações de aquisição da imagem e outras metainformações relevantes. As imagens dos exames contêm 3 planos, sendo o coronal, sagital e transversal Figura 7, com sequências de imagens com poucos milímetros de espaçamento entre elas.

O exame selecionado foi a RM de uma mulher de aproximadamente 60kg e idade desconhecida.

Figura 7 - Planos de orientação.



Fonte: Hart; McBurney (2020).

2.2 OBTENÇÃO DOS MODELOS

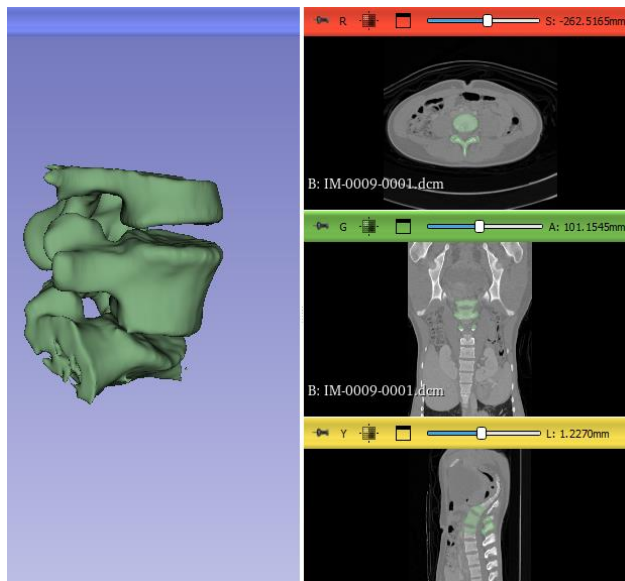
Os exames de colunas vertebrais saudáveis foram selecionados com base na qualidade das imagens fornecidas, visando a melhor qualidade de visualização dos tecidos moles como o disco intervertebral.

Após a seleção e triagem dos exames de imagens, utilizando o software gratuito 3DSlicer 5.6.1 (2023) foram gerados os modelos 3D. Este aplicativo é caracterizado por sua capacidade de realizar uma variedade de tarefas, como segmentação de estruturas anatômicas, registro de imagens, modelagem 3D, análise quantitativa e simulação cirúrgica, também possui recursos para análise de imagens médicas, incluindo ressonância magnética, tomografia computadorizada e imagens de ultrassom.

Além disso, sua natureza de código aberto promove a colaboração e o compartilhamento de recursos entre a comunidade científica, contribuindo para o avanço da pesquisa em áreas como medicina, biologia e engenharia biomédica.

Para este projeto a técnica utilizada foi a '*Image segmentation*' que permite isolar a seção de estudo nos cortes 2D (Sagital, Coronal e Transversal), onde através de marcadores coloridos é possível selecionar apenas os elementos de interesse, como demonstrado na imagem Figura 8.

Figura 8 - Modelagem 3D e seções 2D utilizadas.



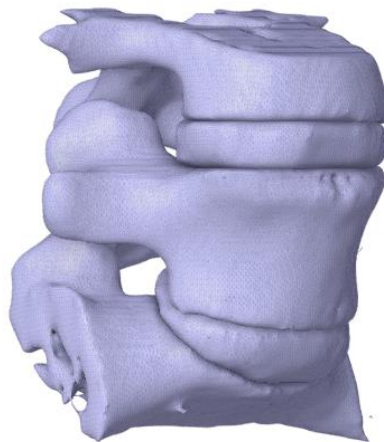
Fonte: O autor (2025).

Com isso o tratamento do modelo é a próxima etapa, é necessário definir cada

uma das vertebrae da melhor forma possível, para que o modelo fique o mais próximo da realidade, esta etapa é realizada através das seções 2D, onde cada plano deve ser analisado com cuidado para gerar cada um dos elementos com precisão.

Com a qualidade do modelo estabelecido de acordo com o grau de precisão necessário, o modelo pode ser exportado no formato (.STL) Figura 9, que é compatível com programas de simulações como o *Ansys Workbench R1 (2024)*.

Figura 9 - Modelo obtido através de exames de imagens



Fonte: O autor (2025).

2.3 MEF – ANSYS

2.3.1 Seleção do tipo de análise

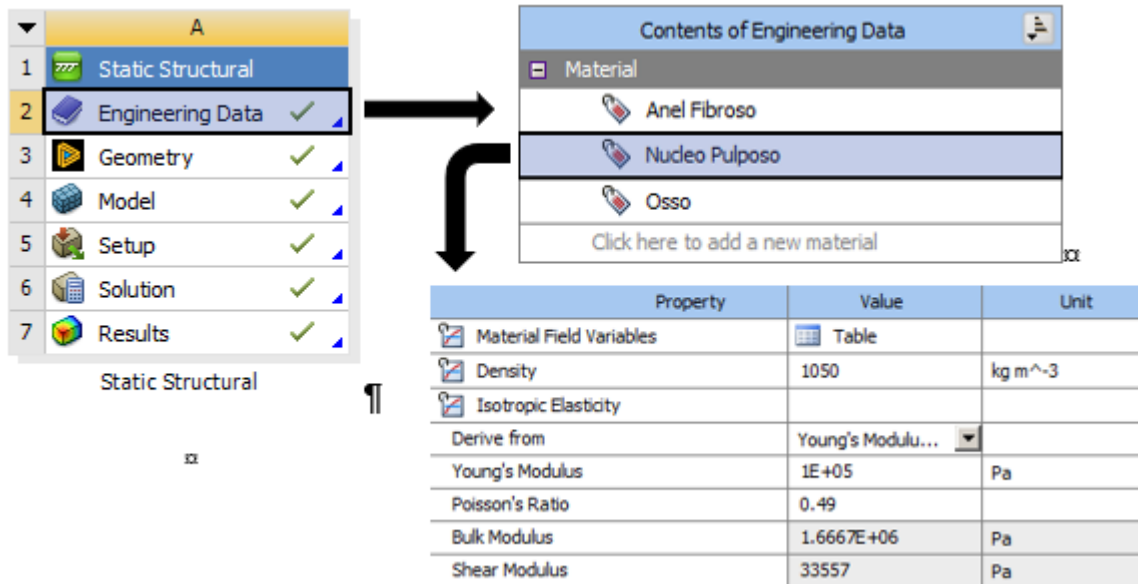
Esta etapa foi realizada através da versão estudante do *Ansys R1 (2024)*. Entre as diversas funções, o *Workbench*, foi aplicado com a função '*Static Structural*', onde o MEF utilizando a análise elástico linear foi aplicada para analisar os modelos.

2.3.2 Propriedades Mecânicas

Após selecionar a função (*Static Structural*) são necessárias algumas definições, iniciando com as '*Engineering Data*', as propriedades mecânicas a serem aplicadas são definidas. Primeiro foram criados os 3 materiais a serem utilizados, sendo eles o anel fibroso, núcleo pulposo e osso como apresentado na Figura 10, em cada material foi definido as seguintes propriedades, densidade e elasticidade isotrópica, onde foi estabelecido o módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson

(v) de cada material, de acordo com o Tabela 2.

Figura 10 - *Static Structural* e as propriedades dos materiais



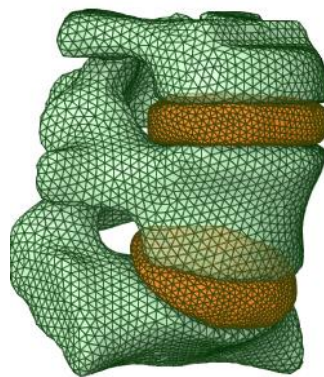
Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	1050	kg m ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulu...	
Young's Modulus	1E+05	Pa
Poisson's Ratio	0.49	
Bulk Modulus	1.6667E+06	Pa
Shear Modulus	33557	Pa

Fonte: O autor (2025).

2.3.3 Configuração da geometria

O segundo passo é a configuração da geometria, através do programa *SpaceClaim* do *Ansys* (2024) R1, adicionamos os modelos 3D gerados anteriormente, então os modelos foram tratados, verificando se há vazios, intersecções, arestas e partes desnecessárias no modelo. Foi adicionado um platô horizontal da parte superior do corpo vertebral L4 Figura 11, gerando uma superfície plana onde as cargas foram aplicadas.

Figura 11 - Modelo com extensão na parte superior de L4



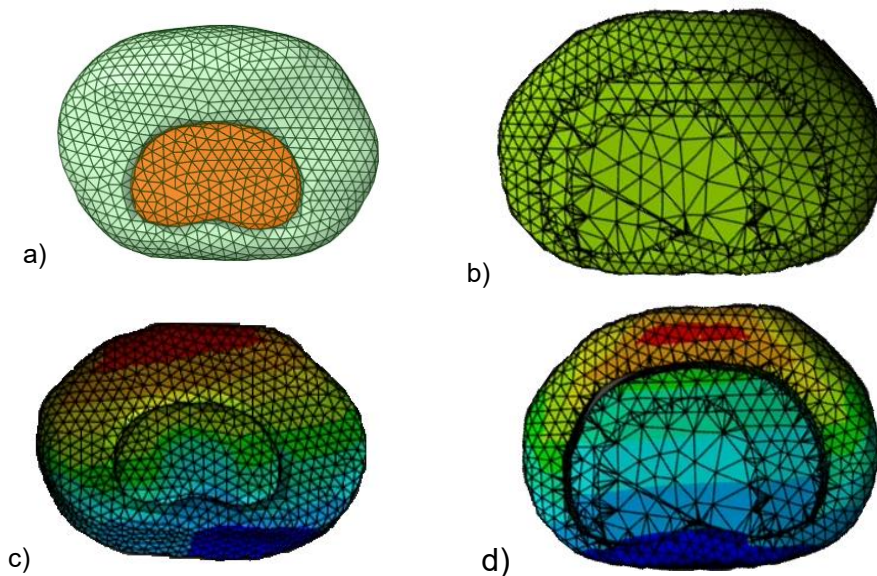
Fonte: O autor (2025).

Legenda : Em laranja temos os discos intervertebrais e em verde os corpos vertebrais L4-L5-S1.

Posteriormente foi separado o DIV em núcleo pulposo e anel fibroso, seguindo a literatura de Kapandji (2002), onde o NP é localizado a 2/10 da região posterior, e ocupando 27% do volume do DIV M1, Figura 12 a), outro modelo foi criado, com um volume de NP de 40%, sendo este o modelo M2.

O modelo abaulado M1-A Figura 12 c), sofreu uma de redução de 15% no volume do NP (2116mm³ para 1792mm³) sendo a redução aplicada apenas na direção vertical, simulando a perda de pré-tensão do mesmo. Já M2-A Figura 12 d) o NP foi reduzido em 15% no volume do NP (4300mm³ para 3700mm³) em todas as direções. Após estes ajustes cada elemento foi transformado de um elemento facetado para um elemento solido.

Figura 12 - Disco intervertebral dos modelos a) M1, b) M2, c) M1-A, d) M2-A



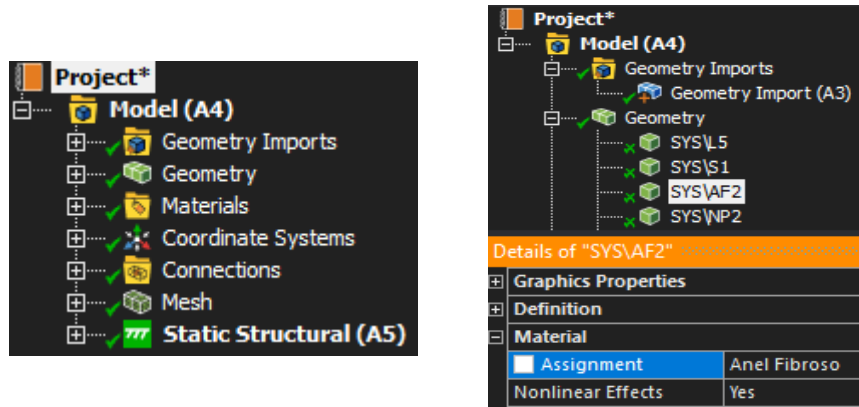
Legenda: a) Em laranja temos o núcleo pulposo e em verde o anel fibroso.

2.3.4 Calibrações da simulação

Na terceira seção do '*Static Structural*', '*Model*' onde as configurações do modelo devem ser feitas, como as propriedades mecânicas e físicas de cada geometria, tipos de ligação, refinamento da malha, aplicação de cargas e resultados desejados.

As geometrias, foram divididas em corpos vertebrais L4, L5 e S1, os anéis fibrosos AF1 (L4-L5) e AF2 (L5-S1), os núcleos pulposos NP1 (L4-L5) e NP2 (L5-S1), cada geometria foi associada ao seu material como na Figura 13

Figura 13 - Definindo as propriedades de cada geometria



Fonte: O autor (2025).

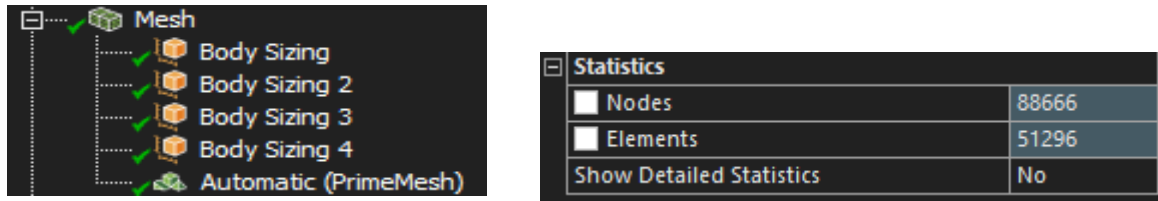
2.3.4.1 Configuração da malha

Então definimos o tamanho máximo dos elementos presentes no AF e no NP através do 'Body Sizing' e 'Body Sizing 2', o valor máximo foi de 2,5mm Figura 14, utilizando geometria tetraédrica *solid 285*, com 4 nós e 3 graus de liberdade em cada nó.

Os corpos vertebrais foram modelados com tamanho máximo de 3.5mm (*Body Sizing 3 e Body Sizing 4*) Figura 14, com definição automática da geometria da malha, resultando em 25% dos elementos como hexaedros *solid 185*, com 8 nós e 3 graus de liberdade em cada nó e 75% dos elementos como tetraedros *solid 285*, esta decisão foi tomada devido a região de interesse ser os DIVs, o que permitiu a aplicação de elementos maiores e mais simples, como o hexaedro nos corpos vertebrais, agindo também a favor da redução do custo computacional, o tamanho dos elementos de cada estrutura foram selecionados pois permite o uso do maior número de elementos aplicados aos modelos, e se mantem dentro dos limites que a versão estudante do Ansys define que para ser utilizado.

Estas configurações resultaram em uma média de 88666 nós e 51296 elementos, a quantidade de nós e elementos de cada modelo e de cada geometrias individuais se encontram na Tabela 10 e 11 do apêndice.

Figura 14 - Número de nós e elementos totais

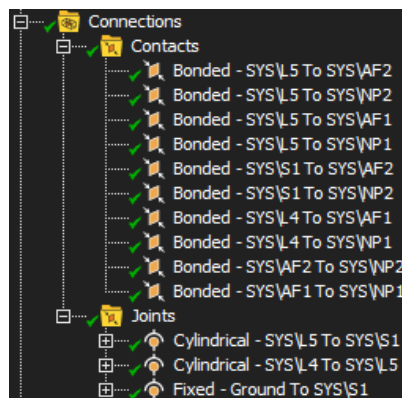


Fonte: O autor (2025).

2.3.4.2 Condições de contorno

A conexão entre os elementos foi realizada de acordo com a Figura 15, onde a conexão do tipo '*Bonded*' foi aplicado na conexão entre os corpos vertebrais, NP e AF, esta condição não permite separação ou deslizamento entre os elementos colados, ou seja, sem movimentos relativos entre as partes, já a junta '*Cylindrical*' permite o deslocamento em Z e a rotação em torno do eixo Z, foi aplicada nos processos articulares entre os corpos vertebrais L4-L5 e L5-S1 buscando simular a mobilidade da região, a base do elemento S1 (Vertebra Sacral 1) foi considerada fixa, ou seja, sem nenhum grau de liberdade, pois esta vertebra não possui mobilidade, as conexões detalhadas entre as estruturas se encontram na Tabela 9 do apêndice.

Figura 15 - Definição das conexões entre as geometrias.

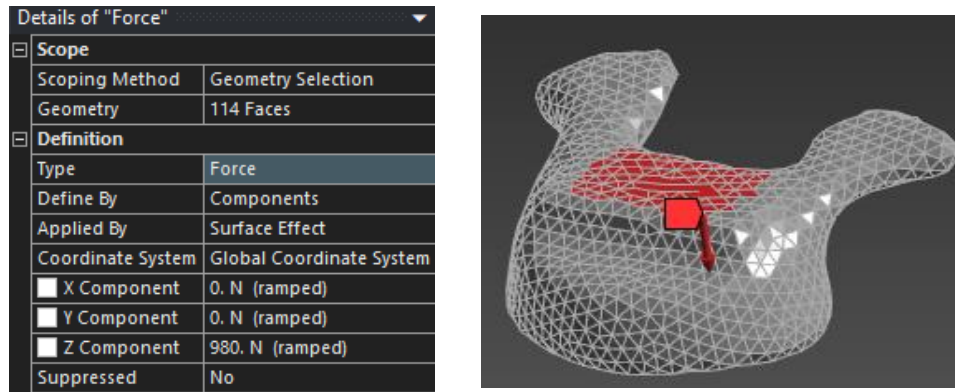


Fonte: O autor (2025).

A carga utilizada de 980 N (100 kg), foi escolhida seguindo a literatura de Kapandji (2002), onde ele define que essa carga gera um deslocamento vertical (Z) de 1,4mm na seção lombar de uma coluna saudável. A carga foi aplicada verticalmente no platô adicionado a vertebra L4 Figura 16, simulando a transmissão dessa carga através do NP do DIV L3-L4 (superior), pois este elemento transfere

aproximadamente 75% da carga vertical que chega ao DIV.

Figura 16 - Aplicação da carga vertical



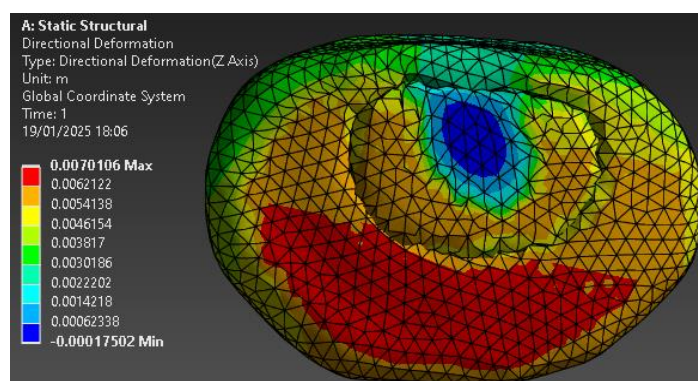
Fonte: O autor (2025).

2.3.4.3 Resultados desejados

Com isso o *Ansys* (2024) já possui as informações necessárias para resolver a equação utilizando o MEF de análise elástico linear, basta definir quais resultados desejamos verificar, sendo eles o deslocamento vertical (D_z), deslocamento horizontal (D_y), a tensão máxima principal (TMP) do AF e a tensão equivalente de Von Mises (T_{eq}) do NP.

Para a etapa inicial foi definido como objetivo o D_z do DIV 1 (L4-L5) Figura 17, onde obtivemos a compressão máxima na parte anterior do DIV, alcançando um deslocamento de 7mm em conjunto com uma protusão de 2mm na parte posterior do DIV na direção horizontal, valores estes que serviram como referência para a otimização realizada a seguir.

Figura 17 – Deslocamento direcional (Z) do disco intervertebral L4-L5



Fonte: O autor (2025).

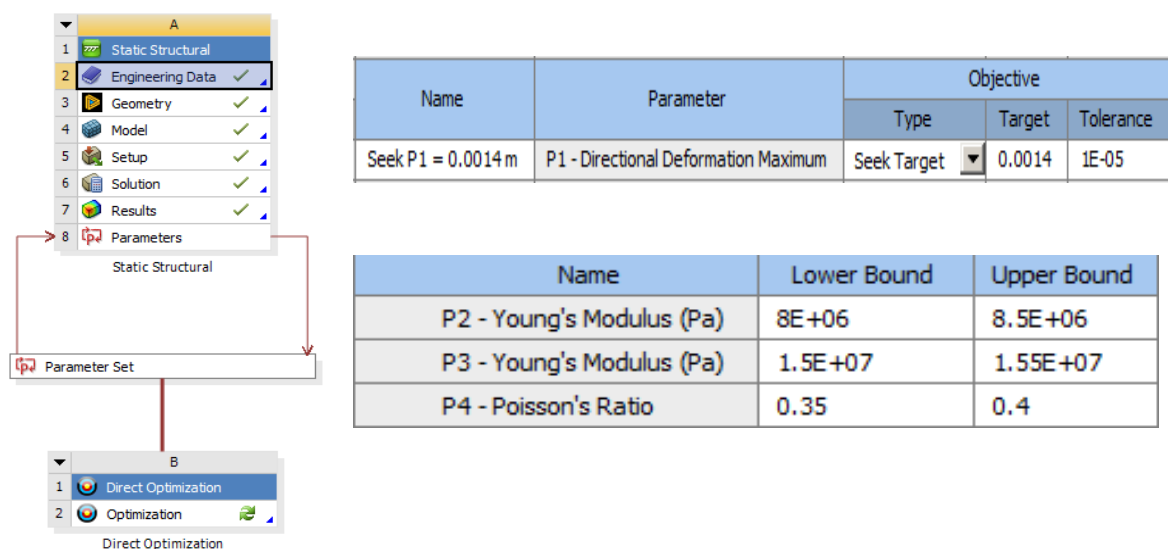
2.3.5 Otimização das propriedades mecânicas

Com os dados da simulação da etapa anterior, foi adicionada a função ‘*Direct Optimization*’ Figura 18 no “*Ansys Workbench*”, este método permite avaliar várias configurações de uma mesma simulação e buscar a combinação que atenda ao target desejado.

Então selecionamos o deslocamento direcional em Z (Dz) do DIV1 como o parâmetro de saída, com um valor alvo de 1.4 mm (*target*) para os modelos M1 e M2 e 2 mm para os modelos M1-A e M2-A, os parâmetros de entrada selecionados foram o módulo de elasticidade (E) do anel fibroso e do núcleo pulposo e o coeficiente de Poisson (ν) do AF, estes parâmetros são limitados por faixas de valores superiores e inferiores, então o algoritmo do programa define uma combinação inicial dos parâmetros de entrada e a simulação foi rodada novamente com este novo conjunto de dados.

Com isso temos um novo Dz, com base no resultado desta primeira seleção de dados o algoritmo decide como modificar as variáveis para se aproximar do resultado desejado, então um novo conjunto de dados de entrada é selecionado e uma nova simulação é realizada, isso se repete até que o target (Dz) atinja os valores desejado (1,4 mm e 2 mm) ou acabem o número máximo de iterações definidos (35), caso a margem dos parâmetros de entrada selecionados inicialmente não seja suficiente para atingir o *target*, estas margens são alteradas até que o Dz atinja o valor alvo.

Figura 18 - Configuração do *Direct Optimization*



Fonte: O autor (2025).

Obtendo assim propriedades mecânicas que se adequem aos parâmetros de deslocamento que Kapandji (2002) estabelece em seu livro Fisiologia Articular volume 3, para um DIV saudável (M1 e M2) e abaulado (M1-A e M2-A), obtendo as propriedades apresentadas na Tabela 3.

Tabela 3 - Propriedades obtidas pós otimização

Propriedades	E (MPA)	(v)	E (MPA)	(v)
	NP	NP	AF	AF
M1 e M2	24.4	0.499	34.9	0.387
M1-A	9.35	0.49	15.5	0.44
M2-A	10	0.49	39	0.4

Fonte: O autor (2025).

2.4 SIMULAÇÕES DE CARGAS E MOMENTOS

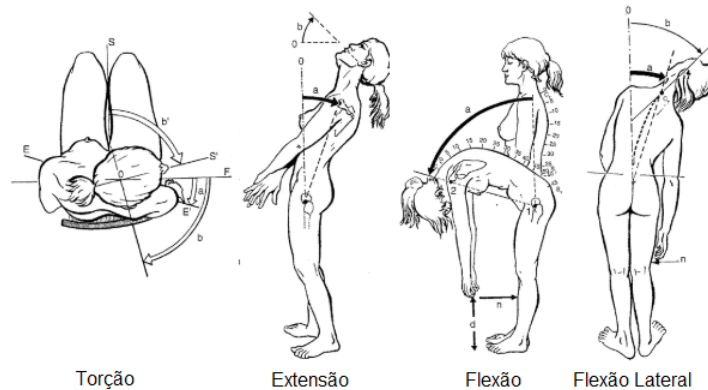
Agora com as propriedades obtidas, podemos aplicar as combinações de cargas e momentos nos quatro modelos, simulando movimentos usuais do dia a dia, como definidos na Tabela 4. A carga vertical de 350N é equivalente a 60% do peso de uma pessoa de 60kg, já os momentos equivalem a pequenos movimentos realizados no dia a dia.

Tabela 4 - Combinações de cargas e momentos

Simulação	Carga (N)	Momento (Nm)
Torção	350	7.5
Extensão	350	7.5
Flexão	350	7.5
Flexão lateral	350	7.5
Flexão com carga	500	160

Fonte: O autor (2025).

Figura 19 - Movimentos da coluna vertebral



Fonte: Kapandji (2002).

Por último foi realizado no modelo M1 a simulação do levantamento de um balde de 15kg do chão, em posição incorreta, ou seja, com os joelhos retos e a coluna dobrada Figura 20, resultando em uma carga de 500N e um momento de 160N.m, devido à distância do centro de massa da coluna lombar como apresentado.

Figura 20 - Posição incorreta de levantar cargas do chão



Fonte: Lemono (2022)²

Para avaliar as alterações devido ao início de degeneração do DIV, foram utilizadas as TMP no anel fibroso, a Teq no núcleo e os Dz e Dy de ambos os discos intervertebrais, permitindo assim visualizar os deslocamentos presentes.

A Teq ou tensão de Von Mises é um bom modo de avaliar o NP, pois consiste em um único valor não direcional, que combina tensões normais e cisalhantes.

Já a TMP apresenta claramente o ponto de maior tensão normal, permitindo uma boa avaliação do ponto mais solicitado e ignorando as tensões de cisalhamento no AF.

² <https://www.istockphoto.com/br/vetor/elevador-correto-e-incorreto-de-caixa-pesada-cuidados-de-saude-conceito-de-prevencao-gm1403911291-456298106>

3. RESULTADOS

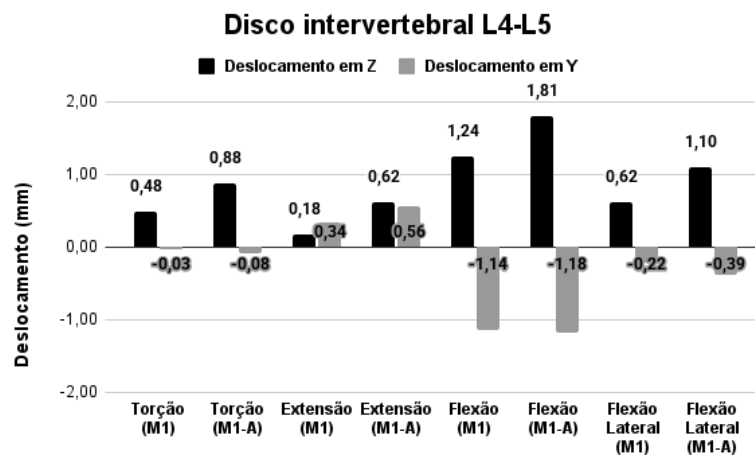
Para comparação, foi utilizado o artigo de Li (2018), que simulou a região lombar da vertebra L2 até L5, as cargas foram aplicadas no corpo vertebral L2, seu NP com um volume de 45% do disco intervertebral, posicionado centralizado. Li (2018) utilizou propriedades hiperelásticas com a formulação de Mooney-Rivlin para o núcleo pulposo e para o anel fibroso com múltiplas camadas e resistências maiores quanto mais próximo da extremidade do DIV, e também com fibras, os dados utilizados por Li (2018) se encontra na Tabela 8 do anexo.

3.1 DESLOCAMENTOS

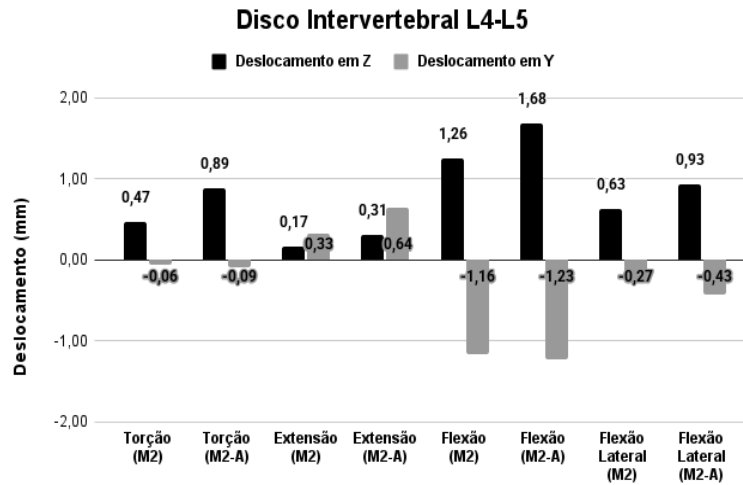
3.1.1 Disco intervertebral L4-L5

O primeiro parâmetro a ser avaliado são os deslocamentos do DIV L4-L5 dos modelos M1 e M1-A Figura 21 a), a compressão é representada pelos valores acima do eixo X, enquanto a dilatação são os valores abaixo do eixo X. Podemos notar um aumento significativo nos deslocamentos tanto em Z direção vertical, quanto em Y direção pósterio-frontal do modelo abaulado (M1-A).

Figura 21 - Deslocamentos L4-L5, M1, M1-A (a) e M2 e M2-A (b)



a)



b)

Fonte: O autor (2025).

Legenda: Em preto temos o deslocamento em Z, em cinza temos o deslocamento em Y. Acima do Eixo horizontal são valores de compressão e abaixo são valores de dilatação.

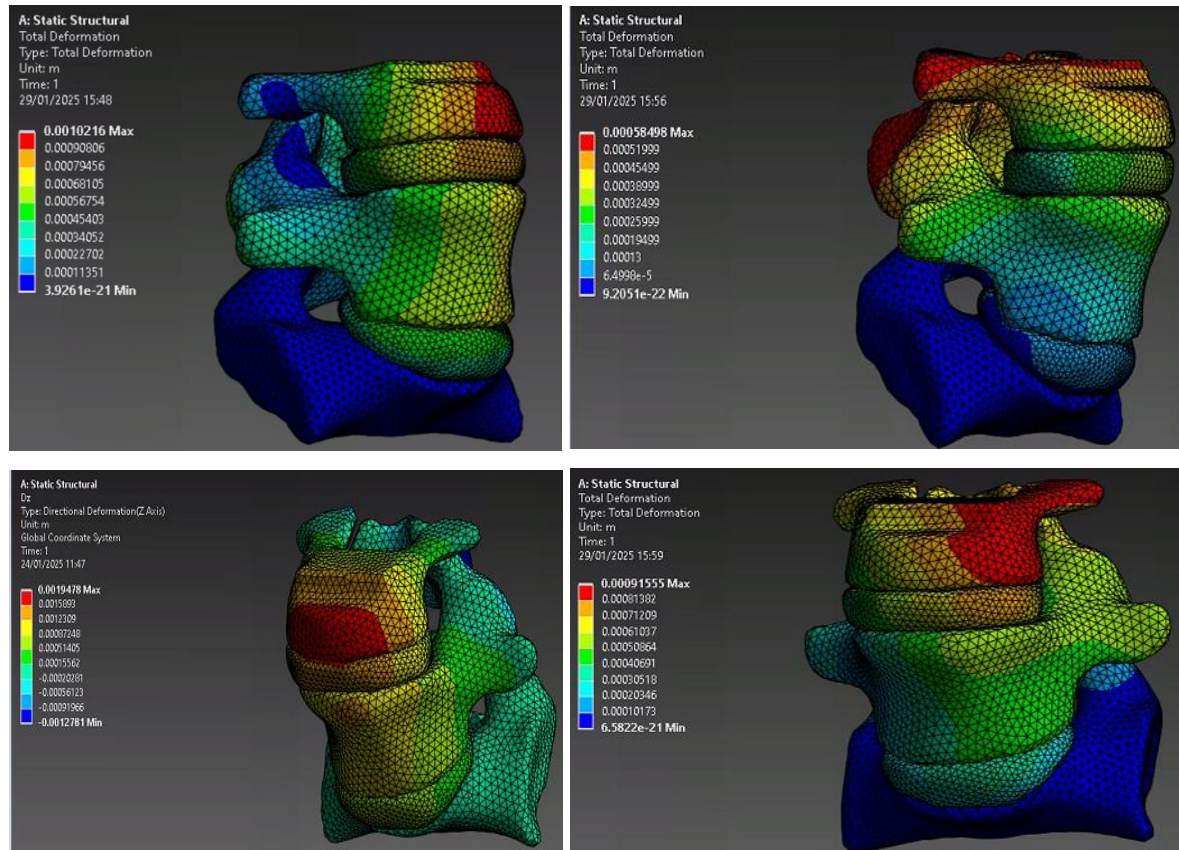
Podemos observar na Figura 21, que a perda de pré tensão no núcleo pulposo (abaulamento) de modo geral ocasiona um aumento no deslocamento em Z. O deslocamento em Z durante a extensão aumentou em 237% entre os modelos M1 e M1-A, devido a redução da altura do NP, direcionando assim mais cargas para a parte posterior do DIV, o aumento também ocorre na direção Y.

Durante a flexão, os modelos apresentaram o maior deslocamento em ambas as direções, chegando a 1.81mm em Z do modelo M1-A, porém na direção Y a variação entre os modelos M1 e M1-A é pequena, apenas 3,5%, pois a perda da pré-tensão do NP permite que o AF se desloque para a área antes ocupada pelo NP, mitigando brevemente o deslocamento do AF para o canal da medula.

Nos modelos M2 e M2-A Figura 21 b) podemos observar uma pequena variação nos deslocamentos se comparamos com os dados de M1 e M1-A, com exceção do M2-A em estado de extensão, que se deslocou apenas 50% do valor de M1-A na direção Z.

Durante a flexão, M2-A se deslocou 7% a menos que M1-A na direção Y, isso ocorre, pois, o NP de M2-A não está em contato direto com o AF, devido a redução do volume do mesmo de 15% em todas as direções. Podemos observar na Figura 22 os pontos de maiores deslocamentos da estrutura de L4-S1 em vermelho e os valores detalhados de deslocamentos se encontram nas Tabela 12, 13, 14 e 15 no apêndice.

Figura 22 - Deslocamentos da seção L4-S1 devido a diferentes cargas



Fonte: O autor (2025).

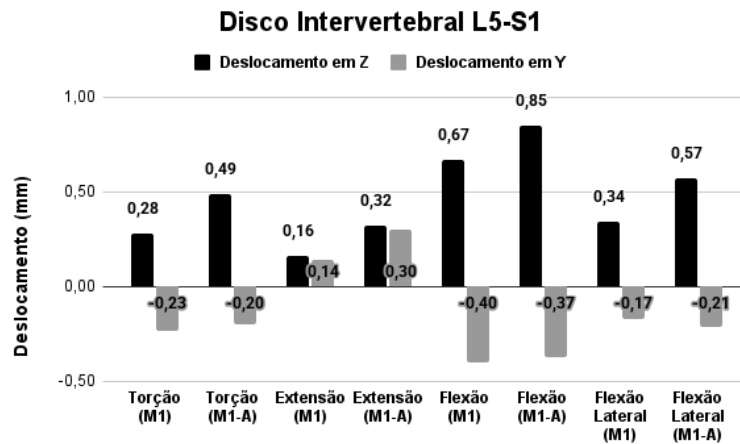
Legenda: gradiente de cores, onde azul representa menor deslocamento e vermelho maior deslocamento.

3.1.2 Disco intervertebral L5-S1

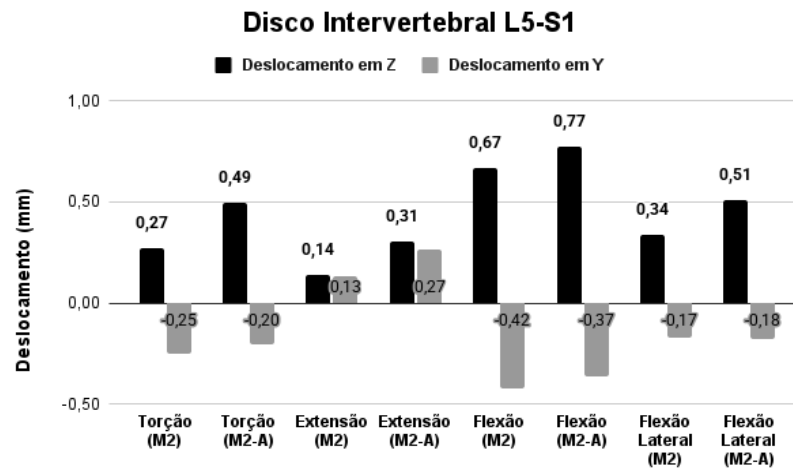
Quando comparamos os modelos M1 com M2 e M1-A com M2-A, é possível notar uma pequena variação entre os valores da Figura 23, também é possível observar deslocamentos menores se comparamos o DIV L4-L5 e o L5-S1, pois o DIV superior funciona como um amortecedor, dissipando parte das cargas.

O deslocamento em Z durante a flexão do modelo abaulado M1-A apresenta um valor 10% maior que o deslocamento em Z do modelo M2-A.

Figura 23 - Deslocamentos L5-S1, M1, M1-A (a) e M2 e M2-A (b)



a)



b)

Fonte: O autor (2025).

Legenda: Em preto temos o deslocamento em Z, em cinza temos o deslocamento em Y. Acima do Eixo horizontal são valores de compressão e abaixo são valores de dilatação.

3.2 TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL

A TMP, é uma forma de verificar as cargas de tensão normais atuantes em pontos do modelo 3D, sendo amplamente utilizada para avaliar o desempenho de estruturas. As tensões principais (máxima, mínima e intermediária) são obtidas através dos autovalores do tensor de tensões em locais que não há tensões cisalhantes.

3.2.1 Anel fibroso L4-L5

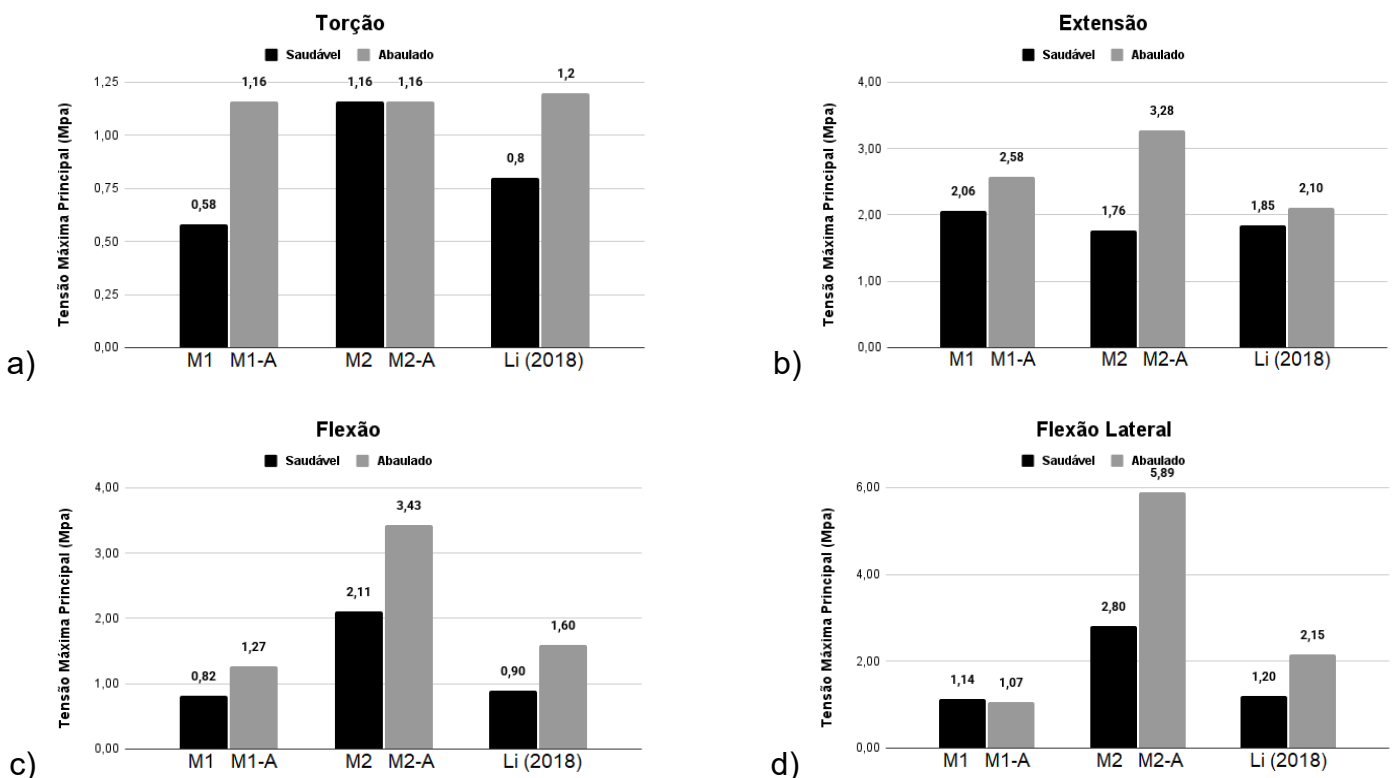
As tensões principais no anel fibroso foram comparadas entre os quatro

modelos e com os dados obtidos por Li (2018), na torção (a), extensão (b), flexão (c) e flexão lateral (d) Figura 24

Podemos observar que a TMP tende a aumentar nos DIVs com abaulamento, isso se deve de modo geral a redução das cargas verticais que chegam ao NP. Com exceção de dois casos. Sendo eles M2 e M2-A na torção, onde a TMP se manteve constante nos dois casos, demonstrando uma baixa participação do NP neste movimento. Já M1 e M1-A em estado de flexão lateral ocorreu uma redução na TMP, isso ocorre pois há uma melhor distribuição das cargas sobre o AF, devido a redução da altura do NP.

O modelo M2-A apresentam valores altos quando submetido a extensão e flexão lateral (3.28 Mpa e 5.89 Mpa), pois as cargas se direcionam a parte posterior e lateral do AF, regiões com área inferior se comparado com os outros modelos, devido ao posicionamento e ao tamanho do NP.

Figura 24 - Tensão principal do DIV L4-L5, a) Torção, b) Extensão, c) Flexão, d) Flexão Lateral



Fonte: O autor (2025).

Legenda: Em preto temos os modelos normais e em cinza temos os modelos abaulados.

3.2.2 Disco intervertebral L5-S1

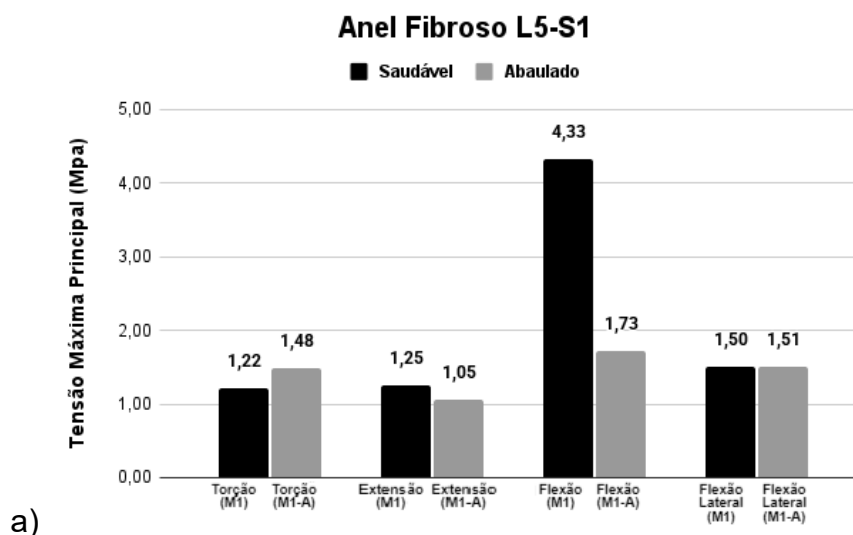
Ao analisarmos os gráficos do DIV L5-S1 Figura 25, podemos notar que a TMP dos modelos M1, M2 e M2-A durante a flexão são muito superiores se comparados com os momentos aplicados nas outras direções, isso se deve ao fato de que a flexão é o movimento de maior amplitude na região lombar, gerando uma maior tensão ao aplicar as cargas em uma área concentrada na parte frontal do AF.

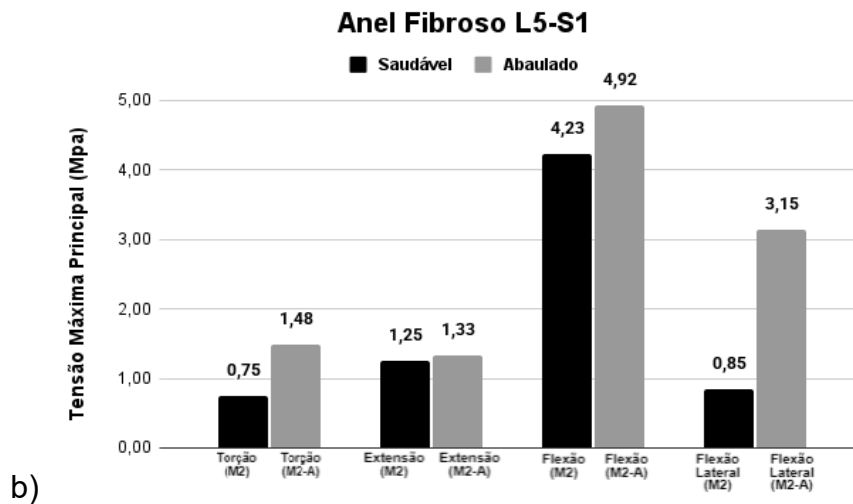
Porém no caso de M1-A, com a degeneração do NP L4-L5 e L5-S1, as cargas se distribuem de forma mais uniforme sobre o AF, enquanto em M2-A as cargas aumentam, pois o deslocamento ocorre em uma área menor e menos uniforme devido a redução do volume do NP como um todo e ao posicionamento do mesmo.

Durante a torção há um aumento da TMP dos modelos M1-A e M2-A, pois o NP recebe menos cargas, sobrecarregando assim o AF Já durante a flexão lateral, o anel fibroso de M2-A recebe mais cargas devido a supressão do NP.

De maneira geral podemos notar que com a exceção da flexão, as tensões máximas principais presentes no DIV L5-S1 são inferiores as TMPs presentes no DIV L4-L5, devido as propriedades elásticas do mesmo de dissipar essas cargas através da deformação e também devido ao ângulo de inclinação do DIV (32,7).

Figura 25 - Tensão máxima principal do DIV L5-S1, a) M1, M1-A e b) M2 e M2-A





Fonte: O autor (2025).

Legenda: Em preto temos os modelos normais e em cinza temos os modelos abaulados.

3.3 TENSÃO EQUIVALENTE (VON MISES)

A tensão equivalente de Von Mises é amplamente utilizada para avaliar materiais dúcteis, permitindo verificar tensões de escoamento ou ruptura (GILBERTSON *et al.*, 1995), esse parâmetro também facilita a avaliação de sistemas complexos, com cargas multidirecionais, resumindo as respostas com um único valor, simplificando comparações é o mais usado para materiais dúcteis (como aço e alumínio).

3.3.1 Núcleo Pulposo L4-L5

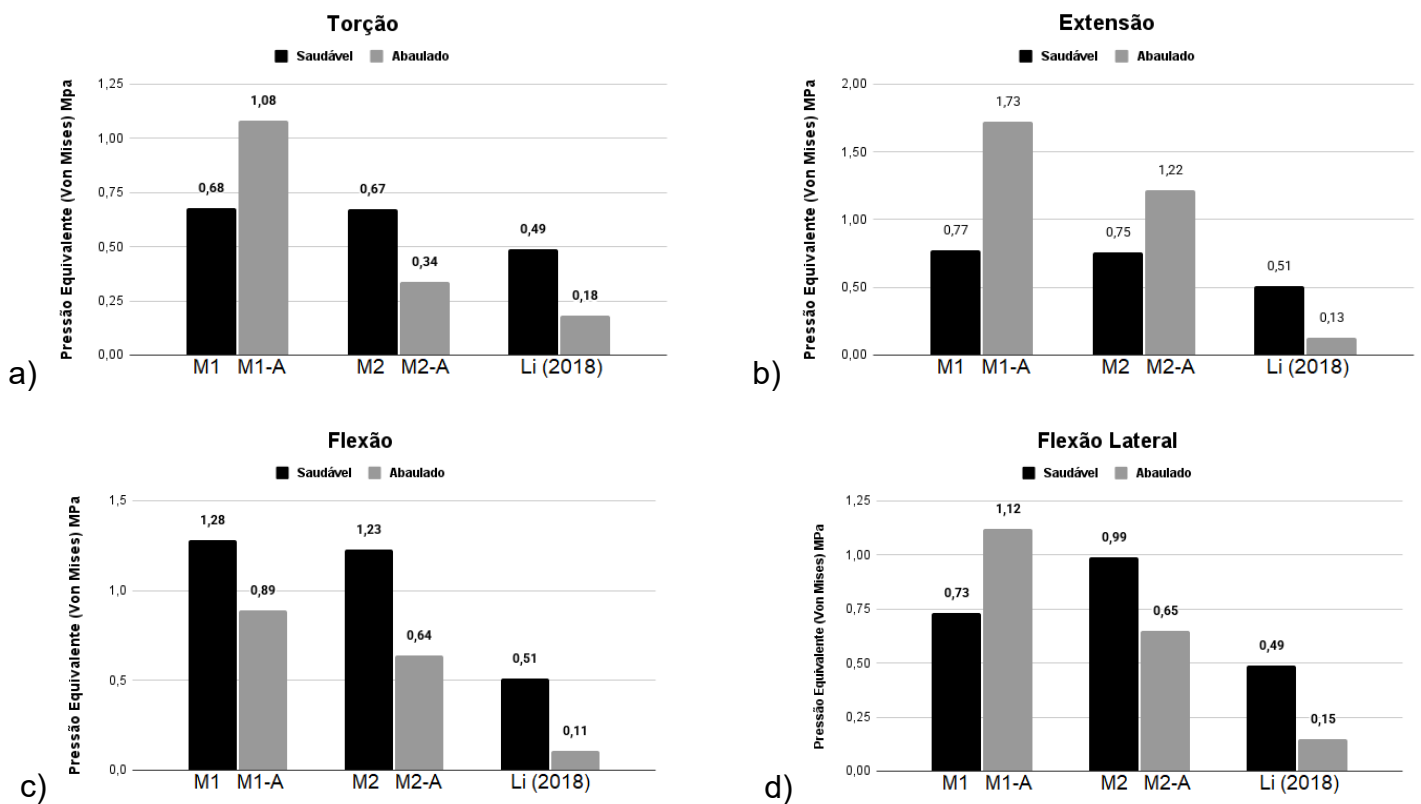
A avaliação do NP se dá através da tensão equivalente (Von Mises) na Figura 26, podemos observar que no estado de flexão os modelos seguem o mesmo padrão de redução da pressão entre os saudáveis e os abaulados, a diferença nos valores se devem a forma como a degeneração foi simulada, em M1-A o NP teve seu volume total reduzido em 15% com a variação apenas na vertical do mesmo, permitindo assim que o mesmo receba uma pressão maior que os outros 2 modelos (M2-A e Li (2018)) que receberam uma redução do volume em todas as direções.

Durante a torção e flexão lateral, o NP de M1-A recebe mais pressão, pois o mesmo se encontra em contato com o AF. No caso da flexão lateral o AF desloca mais na direção Z e distribui as cargas por uma área maior, permitindo assim distribuir as cargas mais uniformemente sobre o NP, aumentando assim a pressão equivalente no núcleo. Já os modelos M2-A e Li (2018) em ambos os casos forçam mais o AF,

reduzindo a pressão do NP abaulado.

Ao analisarmos a extensão, podemos notar que M1-A e M2-A recebem um aumento na tensão de 124% e 62% respectivamente, enquanto o modelo abaulado de Li (2018) a Teq diminui, esse fato ocorre, pois, o NP de M1-A e M2-A estão localizados mais próximos da região posterior, o valor de M1-A é superior devido a a redução do NP apenas na direção vertical, então está mais próximo do AF na região posterior.

Figura 26 - Pressão Equivalente de Von Mises, a) Torção, b) Extensão, c) Flexão, d) Flexão Lateral.



Fonte: O autor (2025).

Legenda: Em preto temos os modelos normais e em cinza temos os modelos abaulados.

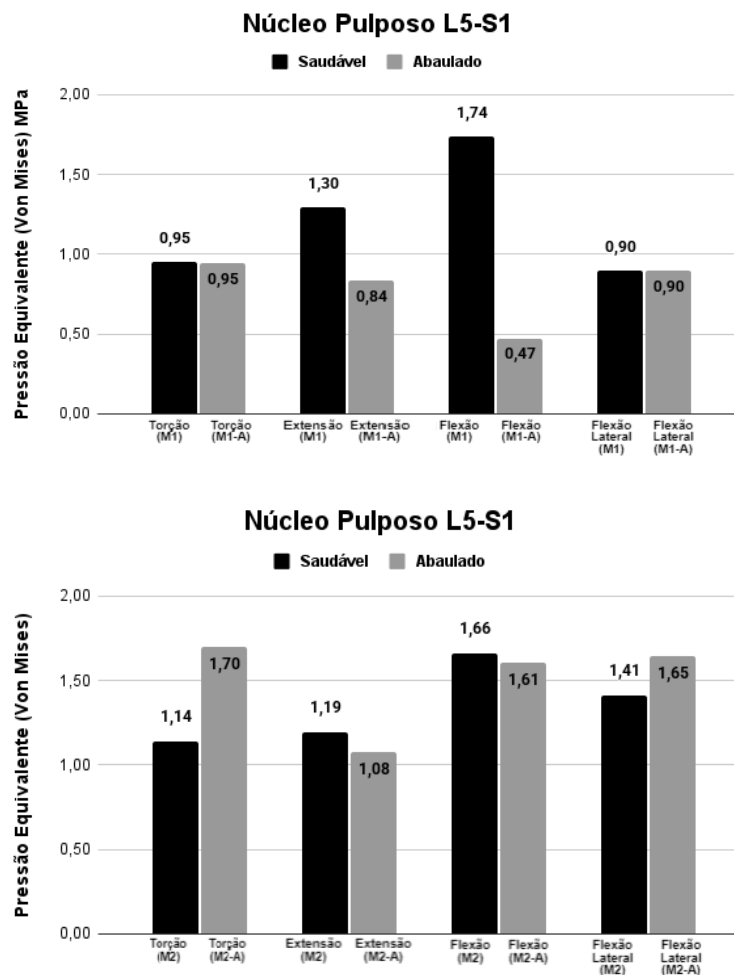
3.3.2 Núcleo Pulposo L5-S1

Ao analisar a Teq do NP L5-S1 na Figura 27 a) e b), podemos observar uma maior variação nos resultados. O modelo M1 apresenta alta tensão na extensão e flexão, já M1-A apresenta uma grande redução da pressão durante a extensão e a flexão, enquanto durante a torção e a flexão lateral as pressões se mantêm.

Nos modelos M2 e M2-A, além de maiores Teq de modo geral, durante a torção e

flexão lateral o modelo abaulado (M2-A) recebe um aumento na pressão e durante a flexão e extensão o NP do modelo M2-A é menos solicitado do que a versão saudável (M2).

Figura 27 - Pressão Equivalente de Von Mises, DIV L5-S1.



Fonte: O autor (2025).

Legenda: Em preto temos os modelos normais e em cinza temos os modelos abaulados.

3.4 ENSAIO DE FLEXÃO COM CARGA

O ensaio foi realizado no modelo M1 (saudável), considerando uma pessoa de 60kg levantando uma carga de 15kg do chão de maneira incorreta, onde os joelhos permanecem retos e a coluna é dobrada como apresentado na Figura 20.

Este movimento resulta em uma carga vertical de 500N, sendo 350N a carga da parte superior do corpo humano. Se o centro de massa está a uma distância de 0,30m da seção lombar, gera um momento de 105 Nm, e a carga extra de 15Kg a uma

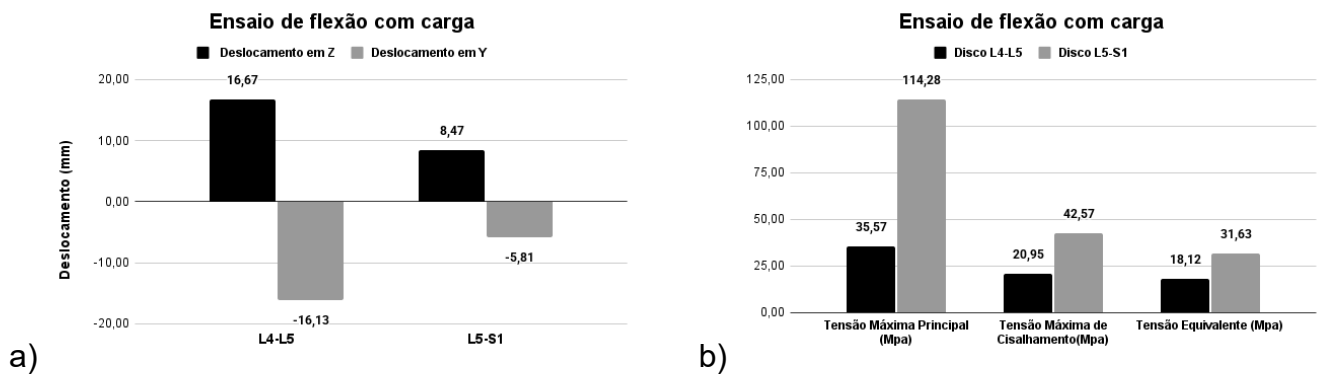
distância de 0,40m, gera um momento de 55Nm, resultando no total de 160N.m.

Ao analisarmos Figura 28 a), podemos notar que a carga gera um grande deslocamento no disco L4-L5, em ambas as direções, enquanto que no DIV L5-S1, os deslocamentos são reduzidos para menos da metade se compararmos com o DIV superior.

Na Figura 28 b) notamos que o alto deslocamento presente no DIV L4-L5 distribui melhor as cargas sobre o AF e o NP devido a grande deformação, gerando valores menores de tensão máxima principal, tensão de cisalhamento e tensão equivalente do núcleo.

Os valores altos presente no DIV L5-S1 pode ser atribuídos ao ângulo de inclinação, de aproximadamente 32.7° , que direciona as cargas para a parte frontal do AF, pressionando o NP devido ao deslocamento da parte frontal do AF.

Figura 28 - a) Deslocamentos, b) TMP, Cisalhamento e Teq do modelo M1



Fonte: O autor (2025).

Legenda: a) Em preto deslocamento em Z, em cinza deslocamento em Y. b) em preto DIV L4-L5 e cinza DIV L5-S1.

3 DISCUSSÃO

A avaliação da tensão máxima principal (TMP) demonstrou que os modelos abaulados tendem a apresentar maiores níveis de tensão, principalmente nas regiões posterior e lateral do AF, devido à menor capacidade de dissipação das cargas verticais pelo NP. Esse comportamento foi mais evidente no modelo M2-A durante a extensão e flexão lateral (3,28 MPa e 5,89 MPa, respectivamente), indicando que a redução volumétrica do NP em todas as direções impacta diretamente a distribuição das tensões sobre o AF. Além disso, o estudo sugere que a presença do NP com menor volume e localizado mais posteriormente pode influenciar a forma como as cargas são absorvidas e transmitidas pelo DIV.

Os resultados da tensão equivalente de Von Mises no NP corroboram com a literatura ao indicarem que a perda de volume e posição do NP está diretamente relacionada ao aumento da pressão sobre o AF. No caso do modelo M1-A, a pressão equivalente aumentou 124% em extensão, indicando que a redução de volume apenas na direção vertical gera um maior impacto nas regiões posteriores do AF. Esse padrão de resposta sugere que abordagens biomecânicas que busquem minimizar a perda de pré-tensão do NP podem contribuir para reduzir os efeitos negativos das alterações degenerativas.

No ensaio de flexão com carga, foi possível verificar que a postura inadequada ao levantar peso acarreta deslocamentos expressivos, principalmente no DIV L4-L5, onde a carga vertical resultou em um deslocamento de 16 mm na direção Z. Esse dado está alinhado com os estudos que apontam a importância da ergonomia postural para prevenção de sobrecarga na região lombar.

O objetivo principal deste estudo foi comparar os resultados de modelos dentro da normalidade e abaulados com posicionamento e volumes do núcleo pulposo diferentes.

Os modelos abordados são M1, M1-A, M2 e M2-A, onde M1 possui um núcleo pulposo que ocupa 27% do volume do DIV e é posicionado a 2/10 da parte posterior e ocupando 4/10 da direção pósterio frontal. Já o modelo M2, possui um NP com volume de 40% do DIV, posicionado também a 2/10 da região posterior, os modelos abaulados seguiram a classificação de Thompson *et al.*, (1990) com Grau II, onde M1-A teve uma redução do volume do NP de 15%, com variação apenas na direção

vertical e M2-A foi representado com a variação do volume de 15%, porém em todas as direções.

Para os modelos M1 e M2, foram obtidas propriedades iguais durante a etapa de otimização direta, utilizando como referência os parâmetros de Kapandji (2002). Já para os modelos abaulados as propriedades mecânicas encontradas foram diferentes, onde a variação do módulo de elasticidade (E) do NP do modelo M1 e M1-A foi uma redução de 62% (24.4Mpa, para 9.35Mpa), enquanto o AF teve uma redução de 56% (34.9Mpa, para 15.5Mpa) e um aumento de 13% no Coeficiente de Poisson (ν) (0,387 para 0,44).

Já entre os modelos M2 e M2-A, a variação no E ocorreu na forma de redução de 60% para o NP (24.4Mpa, para 10Mpa) e um aumentou 12% para o AF (34.9Mpa, para 39Mpa), enquanto o coeficiente de Poisson aumentou em 3% (0,387, para 0,4).

Os resultados das simulações com maiores deslocamentos nas direções verticais (Z) e horizontais (Y), são a flexão e a flexão lateral, como apresentado nas Tabela 12 e 13, isso está de acordo os padrões de protusão indicados pela literatura, onde 17 – 20 % dos casos de protusões são centrais e 74 – 76% das protusões são póstero laterais (DAGHIGHI *et al*, 2014, RAY-OFFOR, WACHUKWU EONUBIYI, 2016, LASSALE, 1997)

Também avaliamos o modelo M1 na flexão com carga, isso gerou um deslocamento vertical (Z) de 16mm no disco L4-L5, onde a parte frontal do DIV se desloca abaixo da linha superior do corpo vertebral L5, enquanto há um deslocamento equivalente na direção horizontal (Y) na região posterior. Já no DIV L5-S1 estas cargas geram altas tensões, porém o deslocamento é menor que no DIV superior, devido a inclinação deste DIV ($32,7^\circ$), que decompõem as cargas para a parte frontal do AF, gerando cargas verticais e horizontais, além do momento que pressiona o NP mais intensamente que o NP L4-L5. (CARREGARO; COURY, 2007; DOS SANTOS, DOS SANTOS; MONTEIRO, 2020) identificaram que as forças de compressão na região lombar, podem variar de 2500N a 4250N ao manusear cargas de 7 a 15kg de forma errada.

Ao observarmos a literatura, podemos notar que há várias formas de representar o DIV lombar, com variações do volume do NP, posicionamento e formato, também há variações quando o assunto é o AF, sendo número de camadas (lamelas), com ou sem fibras. As propriedades mecânicas também são encontradas em uma

ampla gama, sendo representados por propriedades elásticas isotrópicas ou anisotrópicas e também como hiper elásticas (QASIM *et al.*, 2014; VON FORVEL *et al.*, 2015; NATARAJAN *et al.*, 2017; OPPERMAN *et al.*, 2016; Li *et al.*, 2010; DING *et al.*, 2021; DU *et al.*, 2021; LU *et al.*, 2022, ARDATOV *et al.*, 2024). Quando entramos no quesito de representação da degeneração do DIV, as variações são ainda maiores, sendo uma das poucas constantes a redução do volume do NP, porém a forma como isso é feita ainda assim é variada.

Quando comparamos os modelos M1-A e M2-A com as versões degeneradas presentes nos artigos de Qasim *et al.*, (2014) e Li (2018), podemos observar que M2-A está mais alinhado com a forma de representação da degeneração do AF, apresentando um aumento no modulo de elasticidade e também a forma como a geometria foi construída, com um núcleo pulposo maior e posicionado mais próximo a parte posterior do DIV.

A intensidade de cargas presentes na região lombar, a direção destas tensões e também a configuração geométrica destas estruturas são altamente complexas. Do ponto de vista da engenharia, é possível notar que movimentos comuns do dia a dia podem gerar cargas intensas na região, que se repetidas de forma incorreta acarretam na perda de pré-tensão do NP devido a fadiga, ocasionando o desequilíbrio do disco e deformações permanentes (GORDON *et al.*, 1991; ALENCAR, 2001; SANTA MARIA, 2001; PELLEZZI, 2005; BOGDUK, 2012; MONTEIRO *et al.*, 2017; DÍAZ, 2022;)

Já do ponto de vista médico, podemos entender quais destes movimentos afetam mais as pessoas com problemas de hérnia de disco devido ao aumento tensão máxima principal e o deslocamento gerado pelo mesmo, sendo eles a extensão, flexão e flexão lateral (QASIM *et al.*, 2014; LI 2018).

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo contribui para a compreensão dos efeitos biomecânicos das variações do volume e posicionamento do np, na direção e intensidade dos deslocamentos e distribuição de tensões no div lombar. Os resultados demonstram que o abaulamento do volume do np influencia significativamente a capacidade do disco de dissipar e distribuir cargas, favorecendo uma sobrecarga nas regiões posterior e lateral do af, locais onde comumente ocorrem as protusões. Ademais, os achados ressaltam a importância da pré-tensão do np para a estabilidade estrutural do DIV.

A alta complexidade da estrutura possibilita uma ampla gama de representação da estrutura, porém é possível constatar que o posicionamento do núcleo a 2/10 da parte posterior, apresenta resultados alinhados com a literatura tanto de Kapandji (2002), quanto QASIM (2014) e Li (2018). Já o módulo de elasticidade do AF modelo M2 e M2-A, seguiu a tendência descrita na literatura por, Qasim *et al.*, (2014), Von Forvel *et al.*, (2012), Bashkuev, Reitmaier, Schmidt (2020), Ardatov *et al.*, (2024), onde o valor do mesmo aumenta com o avanço da degeneração do disco intervertebral.

Os modelos apresentados neste estudo apresentaram certas simplificações quando comparados com outros presentes na literatura, como por exemplo, o AF neste estudo foi representado como uma estrutura sólida, sem separação em lamelas e sem as fibras dispostas em ângulos que variam de 60 a 30° em direção ao NP, as placas cartilaginosas que também compõem o DIV foram suprimidas, pois as mesmas apresentam alta resistência e baixa deformação. Estas escolhas foram feitas visando direcionar a atenção ao NP, buscando entender como o mesmo se porta com diferentes configurações.

Futuras pesquisas explorarão a interação entre diferentes padrões degenerativos seguindo os graus definidos por Thompson *et al.*, (1990), visando um melhor entendimento da dinâmica das cargas e sua influência sobre a saúde da coluna vertebral. Outras análises que também serão abordadas posteriormente são as combinações de momentos, como por exemplo a torção e flexão lateral, o aumento da complexidade do modelo e com maior detalhamento do AF e também diferentes propriedades para o NP.

REFERÊNCIAS

3D SLICER. Versão 5.6.1. Boston: The Slicer Community, 2023. Disponível em: <https://www.slicer.org>. Acesso em: 10 nov. 2024.

ACOSTA, F. L. *et al.* Use of intraoperative isocentric C-arm 3D fluoroscopy for sextant percutaneous pedicle screw placement: Case report and review of the literature. **Spine Journal**, San Francisco. v. 5, n. 3, p. 339–343, maio 2005. DOI [10.1016/j.spinee.2004.09.012](https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.09.012). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.09.012>. Acesso em: 10 mai. 2024.

ALENCAR, M. C. B. **Fatores de risco das lombalgias ocupacionais: o caso de mecânicos de manutenção e produção**. 2001. 114 p. - Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção), Universidade Federal de Santa Catarina, UFSC, 2001. Disponível em: <http://repositorio.ufsc.br/xmlui/handle/123456789/79783>. Acesso em: 12 jul. 2024.

ALVES FILHO, A. C.; GONÇALVES, A. L. F.; BARBOSA, A. DE M. Conservative versus surgical treatment in patients with lumbar disc herniation. **Brazilian Journal Of Pain**, 2021. DOI 10.5935/2595-0118.20210067. Disponível em: <https://doi.org/10.5935/2595-0118.20210067>. Acesso em: 10 fev. 2024.

ANSYS. Versão 2024 R1 versão estudante. Canonsburg, PA: ANSYS Inc., Disponível em: <https://www.ansys.com>. Acesso em: 10 fev. 2024.

APPEL, F. *et al.* **Coluna vertebral: conhecimentos básicos**. Porto Alegre: AGE.2002. Acesso em 09 Nov 2023.

ARDATOV, O. *et al.* Modeling the Effect of Annulus Fibrosus Stiffness on the Stressed State of a Vertebral L1 Body and Nucleus Pulposus. **Bioengineering**, v. 11, n. 4, p. 305, 2024. DOI [10.3390/bioengineering11040305](https://doi.org/10.3390/bioengineering11040305). Disponível em: <https://doi.org/10.3390/bioengineering11040305>. Acesso em: 10 ago. 2024.

ASSAN, A. E. **Método dos elementos finitos: primeiros passos**. Ed. da UNICAMP, 2003.

BASHKUEV, M; REITMAIER, Sa; SCHMIDT, H. Relationship between intervertebral disc and facet joint degeneration: a probabilistic finite element model study. **Journal of biomechanics**, v. 102, p. 109518, 2020. DOI [10.1016/j.jbiomech.2019.109518](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109518). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109518>. Acesso em: 01 fev. 2024.

BLEDSOE, J. M. *et al.* Accuracy of upper thoracic pedicle screw placement using three-dimensional image guidance. **Spine Journal**, v. 9, n. 10, p. 817–821, out. 2009. DOI [10.1016/j.spinee.2009.06.014](https://doi.org/10.1016/j.spinee.2009.06.014). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2009.06.014>. Acesso em: 5 fev. 2024.

BONO, C. M., GARFIM, S. R., History and evolution of disc replacement. ELSEVIER, **The spine journal** 4, pp. 145S-150S, 2004. DOI 10.1016/j.spinee.2004.07.005. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.07.005>. Acesso em: 5 abr. 2023.

BOGDUK, N. **Clinical and Radiological Anatomy of the Lumbar Spine**. 5 ed. China: Churchill Livingstone, 2012. 272 p. Acesso em: 10 fev. 2024.

BUSHONG, S. C.; CARTER, C. **Radiologic science for technologists. Physics, Biology, and Protection**, 9. Ed. Houston: Elsevier, 2008.

CARREGARO, Rodrigo Luiz; COURY, Helenice Jane Cote Gil. Análise biomecânica da coluna durante manuseio de cargas realizado por sujeitos experientes e inexperientes. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 14, n. 2, p. 57-64, 2007. DOI 10.1590/fpusp.v14i2.75892. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/fpusp.v14i2.75892>. Acesso em: 10 nov. 2024.

CHENG, C., CHEN, H., KUO, H., LEE, C., CHEN, W., LIU, C., “A three-dimensional mathematical model for predicting spinal joint force distribution during manual liftings”. **ELSEVIER, Clinical Biomechanics** Vol.13, supplement No.1, pp. S59-S64, 1998. DOI 10.1016/S0268-0033(97)00077-6. Disponível em [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00077-6](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00077-6). Acesso em: 10 fev. 2024.

CHEUNG, J. T., ZHANG, M., CHOW, D. H., “Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study”. **ELSEVIER, Clinical Biomechanics** 18, pp. 790-799, 2003. DOI 10.1016/S0268-0033(03)00142-6. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00142-6](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00142-6). Acesso em: 10 fev. 2024.

CHIANG, M., ZHONG, Z., CHEN, C., CHENG, C., SHIH, S., “Biomechanical Comparison of Instrumented Posterior Lumbar Interbody Fusion with one or two Cages by Finite element Analysis”. **Lippincott Williams & Wilkins, Inc., Spine Volume 31, Number 19, pp. E682-E689**, 2006. DOI 10.1097/01.brs.0000232714.72699.8e. Disponível em: <https://journals.lww.com/spinejournal/toc/2006/09010>. Acesso em: 01 fev. 2024.

COSTI, J. J.; HEARN, T. C.; FAZZALARI, N. L. The effect of hydration on the stiffness of intervertebral discs in a ovine model. *Clinical Biomechanics*, London, v.17, p. 446-455, jul. 2002. DOI [10.1016/S0268-0033\(02\)00035-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00035-9). Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00035-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00035-9). Acesso em: 01 fev. 2024.

DAGHIGHI, M. H. *et al.* Migration patterns of herniated disc fragments: a study on 1,020 patients with extruded lumbar disc herniation. **The Spine Journal**, v. 14, n. 9, p. 1970-1977, 2004. DOI 10.1016/j.spinee.2003.11.056. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2003.11.056>. Acesso em: 10 fev. 2024.

DAS NEVES, I. L. **Estudo do comportamento biomecânico do segmento L4-L5 da coluna Humana, utilizando o Método dos Elementos Finitos**. 2015. Tese (Mestrado Engenharia Mecânica). Universidade do Porto, Portugal, 2015.

DENOZIÈRE, G, KU, N. D., “Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc”. **ELSEVIER, Journal of Biomechanics** 39, pp. 766-775. 2004. DOI 10.1016/j.jbiomech.2004.07.039 . Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.07.039>. Acesso em: 05 jul. 2023.

DE SOUSA, A. L. *et al.* Análise retrospectiva de 242 pacientes com hérnia discal lombar tratados cirurgicamente. **Jornal Brasileiro de Neurocirurgia**, p. 106–110, 1997. DOI [10.22290/jbnc.v8i3.243](https://doi.org/10.22290/jbnc.v8i3.243). Disponível em: <https://doi.org/10.22290/jbnc.v8i3.243>. Acesso em: 05 jul. 2023.

DÍAZ, R. G. (Ed.). **Traumatología y ortopedia. Raquis y ortopedia infantil**. 1. Ed. Barcelona: Elsevier Health Sciences, 2022.

DING, H. *et al.* Three-Dimensional Finite Element Analysis of L4-5 Degenerative Lumbar Disc Traction under Different Pushing Heights. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2021, n. 1, p. 1322397, 2021. DOI 10.1155/2021/1322397. Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2021/1322397>. Acesso em: 05 jul. 2023.

DINIZ, J. S. *et al.* Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica. *In: Encontro Latino Americano de Pós-graduação*, 9., 2005 Vale do Paraíba. **Anais [...]. Vale do Parnaíba**. Disponível em: https://www.inicepg.univap.br/cd/INIC_2005/epg/EPG4/EPG4-13_a.pdf. Acesso em: 22 mar. 2023.

DO CARMO, R. L. **Vértebras Lombares**. KENHUB, 30 Out. 2023. Disponível em: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/vertebras-lombares>. Acesso em: 07 nov. 2023.

DOORIS, A. P., GOEL, V. K., GROSLAND, N. M., GILBERTSON, L. G., WILDER, D. G., “Load-sharing between Anterior and Posterior elements in a lumbar Motion Segment Implanted with an artificial Disc”. **Lippincott Williams & wilkins, Inc., Spine Volume 26, Number 6, pp. E122-E129**, 2001.

DOS SANTOS, J. W; DOS SANTOS, J. W.; MONTEIRO, L.F. Avaliação de sobrecarga mecânica na coluna lombar de carregadores de produtos hortícolas: um estudo de caso. **Revista Gestão Industrial**, v. 16, n. 3, 2020. DOI [10.3895/gi.v16n3.10060](https://doi.org/10.3895/gi.v16n3.10060). Disponível em: <https://periodicos.utfpr.edu.br/revistaqi/article/view/10060/7906>. Acesso em: 07 nov. 2023.

DRAKE, R. **Gray s anatomia para estudantes**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2010. 1136p.

DU, C. F. *et al.* Does oblique lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease: A finite element analysis. **Computers in biology and medicine**, v. 128, p. 104122, 2021. DOI [10.1016/j.combiomed.2020.104122](https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2020.104122) . Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2020.104122>. Acesso em: 07 nov. 2023.

ESPINHA, L. C., FERNANDES, P. R., FOLGADO, J., “Computational analysis of bone remodeling during anterior cervical fusion”. **ELSEVIER, Journal of Biomechanics** 43, pp. 2875-2880, 2010. DOI 10.1016/j.jbiomech.2010.07.027. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.027>. Acesso em: 07 nov. 2023.

FANTIGROSSI, A., GALBUSERA, F., RAIMONDI, M. T., SASSI, M., FORNARI, M., “Biomechanical analysis of cages for posterior lumbar interbody fusion”. **ELSEVIER, Medical Engineering & physics** 29, pp. 101-109, 2007. DOI 10.1016/j.medengphy.2006.02.007. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.02.007>. Acesso em: 07 nov. 2023

FEDOROV A., BEICHEL R., KALPATHY-CRAMER J., FINET J., FILLION-ROBIN JC., PUJOL S., BAUER C., JENNINGS D., FENNESSY FM, SONKA M., BUATTI J., AYLWARD SR, MILLER JV, PIEPER S., KIKINIS R. [3D Slicer como uma plataforma de computação de imagem para a rede de imagens quantitativas](#). Imagem por ressonância magnética. Nov. 2012;30(9):1323-41. PMID: 22770690. PMCID: PMC3466397. DOI [10.1016/j.mri.2012.05.001](https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>. Acesso em: 07 nov. 2023.

FRIEDEL, L. F. O. **Análise de estruturas planas reforçadas com fibras ativas viscoelásticas e matriz com modelo constitutivo hiperelástico: aplicações gerais em engenharia e biomecânica**. Tese (Mestrado em Estruturas) - Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.11606/D.18.2016.tde-31032016-165919>. Acesso em: 07 nov. 2023.

GIACCHINI, Breno Loureiro. **Uma breve introdução ao Método dos Elementos Finitos**. 1. ed. Minas Gerais: Departamento de Matemática: Instituto de Ciências Exatas, Universidade Federal de Minas Gerais, 2012. 25p. Disponível em: http://150.164.25.15/~rodney/notas_de_aula/elementos_finitos.pdf. Acesso em: 07 nov. 2023.

GILBERTSON, L. G. *et al.* Finite element methods in spine biomechanics research. **Critical Reviews™ in Biomedical Engineering**, v. 23, n. 5-6, 1995. DOI 10.1615/CritRevBiomedEng.v23.i5-6.20. Disponível em: <https://www.dl.begellhouse.com/journals/4b27cbfc562e21b8,0ce00b6d23040506,1808c3853ff7df2d.html#>. Acesso em: 07 nov. 2023.

GORDON, S. J. *et al.* Mechanism of disc rupture: a preliminary report. *Spine*, [s.l.], v. 16, no 1, p. 450–456, 1991. Disponível em: https://journals.lww.com/spinejournal/abstract/1991/04000/mechanism_of_disc_reupture_a_preliminary_report.11.aspx. Acesso em: 08 nov. 2023.

GOTO, K. *et al.* Mechanical analysis of the lumbar vertebrae in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model. **Journal of orthopaedic science**, v. 7, n. 2, p. 243-246, 2002. DOI 10.1007/s007760200040. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s007760200040>. Acesso em: 08 nov. 2023.

GUHA, D. *et al.* Spinal intraoperative three-dimensional navigation: correlation between clinical and absolute engineering accuracy. **Spine Journal**, v. 17, n. 4, p.

489–498, 1 abr. 2017. DOI 10.1016/j.spinee.2016.10.020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2016.10.020>. Acesso em: 08 nov. 2023.

HA, S. K, “Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc”. **ELSEVIER, Medical Engineering & Physics** 28, pp. 534-541, 2006. DOI 10.1016/j.medengphy.2005.09.006. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.09.006>. Acesso em: 08 nov. 2023.

HACIHALILOGLU, I.; VIVES, M. J. Real-time non-radiation-based navigation using 3D ultrasound for pedicle screw placement. **The Spine Journal**, v. 20, n. 9, p. S133–S134, set. 2020. DOI 10.1016/j.spinee.2020.05.685. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.05.685>. Acesso em: 08 nov. 2023.

HAMILL, J.; BATES, B. T. A kinetic evaluation of the effects of in vivo loading on running shoes. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 10, n. 2, p. 47-53, 1988. DOI [10.2519/jospt.1988.10.2.47](https://doi.org/10.2519/jospt.1988.10.2.47). Disponível em: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1988.10.2.47>. Acesso em: 08 nov. 2023.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 4. ed. Barueri: Manole, 2016, 315p.

HART, K; MCBURNEY, K [Introduction to Anatomy: Anatomical Movements]. 2020 Ilustração. Disponível em: <https://www.clinicalanatomy.ca/labs/411movements.pdf>. Acesso em: 25 fev. 2025.

HOFFMAN, M. F.; SCHILDHAUER, T. 3D-Navigation Reduces Radiation Exposure and Operative Time in Lumbopelvic Fixations. **The Spine Journal**, v. 16, n. 10, p. S299–S300, out. 2016. DOI [10.1055/s-0036-1582909](https://doi.org/10.1055/s-0036-1582909). Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0036-1582909>. Acesso em: 08 nov. 2023.

HOY, D. *et al.* A systematic review of the global prevalence of low back pain. **Arthritis and Rheumatism**, jun. 2012. DOI [10.1002/art.34347](https://doi.org/10.1002/art.34347). Disponível em: <https://doi.org/10.1002/art.34347>. Acesso em: 08 nov. 2023.

HUGHES, Thomas JR *et al.* A finite element method for a class of contact-impact problems. **Computer methods in applied mechanics and engineering**, v. 8, n. 3, p. 249-276, 1976. DOI [10.1016/0045-7825\(76\)90018-9](https://doi.org/10.1016/0045-7825(76)90018-9). Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0045-7825\(76\)90018-9](https://doi.org/10.1016/0045-7825(76)90018-9). Acesso em: 08 nov. 2023.

INSTITUTE OF BIOMEDICAL IMAGING, National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering Computed Tomography (CT). Jun 2022. Disponível em: < <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computed-tomography-ct>. Acesso em: 09 nov. 2023.

INSTITUTE OF BIOMEDICAL IMAGING, National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering Magnetic Resonance Imaging (MRI). [s.l: s.n.]. Disponível em: < <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/magnetic-resonance-imaging-mri> >. Acesso em: 9 Nov 2023.

INSTITUTE OF BIOMEDICAL IMAGING. National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering Ultrasound. [s.l: s.n.]. Disponível em: < <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/ultrasound> >. Acesso em: 9 Nov 2023.

ITO, Y.; KAI, N.; HASEGAWA, Y. P34. Spinal instrumentation surgery with intraoperativethree-dimensional fluoroscopy and CT-based navigation system. **The Spine Journal**, v. 5, n. 4, p. S125–S126, jul. 2005. DOI [10.1016/j.spinee.2005.05.249](https://doi.org/10.1016/j.spinee.2005.05.249). Disponível em: [https://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(05\)00456-0/abstract](https://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(05)00456-0/abstract). Acesso em: 09 nov. 2023.

JONES, A. C., WILCOX, R. K., “Finite element analysis of the spine: Towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis”. **ELSEVIER, Medical Engineering & Physics** 30, pp. 1287-1304, 2008. DOI [10.1016/j.medengphy.2008.09.006](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.09.006). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.09.006>. Acesso em: 09 nov. 2023.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular–tronco e coluna vertebral. Vol 3.** 5. Ed. Paris: Editions Maloine. 2000. 248p.

KUMAR, N., JUDITH, M. R., KUMAR, A., MISHARA, V., ROBERT, M. C., “Analysis of Stress Distribution in Lumbar Interbody Fusion”. **Lippincott Williams & Wilkons, Inc., Spine** Volume 30, Number 15, pp. 1731-1735, 2005. DOI [10.1097/01.brs.0000172160.78207.49](https://doi.org/10.1097/01.brs.0000172160.78207.49). Disponível em: https://journals.lww.com/spinejournal/abstract/2005/08010/analysis_of_stress_distribution_in_lumbar.9.aspx. Acesso em: 09 nov. 2023.

KURUTZ, M., OROSZVÁRY, L., “Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase”. **ELSEVIER, Journal of Biomechanics** 43, pp. 433-441, 2010. DOI [10.1016/j.jbiomech.2009.10.004](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.004). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.004>. Acesso em: 09 nov. 2023.

LASSALE, B. Classification des hernies discales. **Cahiers d'enseignement de la SOFCOT**, v. 63, p. 29-36, 1997. Disponível em: <https://www.cedefco.com.uy/sites/default/files/articles/files/hernia-de-disco.pdf>. Acesso em: 09 nov. 2023.

LEMOS, Simone. Organização Mundial da Saúde alerta que 80% da população já teve ou terá dor na coluna. **Jornal da USP**, 02 Fev. 2021. Disponível em: <https://jornal.usp.br/?p=386870>. Acesso em: 07 Nov. 2023.

LEWIA, G., XU, J., “Biomechanical effects of autonomous augmentation on the adjacent unaugmented vertebral bodies: influence of the number of functional spinal units in a finite element model”. **Società Italiana Biomateriali, Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics**, Vol. 6 no.3, pp. 144-155, 2008. DOI [10.1177/228080000800600303](https://doi.org/10.1177/228080000800600303). Disponível em: <https://doi.org/10.1177/228080000800600303>. Acesso em: 10 nov. 2023.

LI, Y., LEWIS, G. "Association between extent of simulated degeneration of C5-C6 disc and biomechanical parameters of a model of the full cervical spine: a finite element analysis study". **Società Italiana Biomateriali**, J. Appl Biomater Biomech , vol. 8 no.3, pp. 191-199, 2010. DOI 10.5301/JABB.2010.6095. Disponível em: <https://doi.org/10.5301/JABB.2010.6095>. Acesso em: 20 nov. 2023.

LI, Q. Y. *et al.* Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine—Validated finite element analysis. **Computers in biology and medicine**, v. 89, p. 512-519, 2017. DOI [10.1016/j.combiomed.2017.09.003](https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2017.09.003). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2017.09.003>. Acesso em: 20 ago. 2024.

LINHARES, Rafaela. Coluna Vertebral (espinha). KENHUB, 30 Out. 2023. Disponível em: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/coluna-vertebral-espinha>. Acesso em: 07 Nov. 2023

LIU, Wing Kam; LI, Shaofan; PARK, Harold S. Eighty years of the finite element method: Birth, evolution, and future. **Archives of Computational Methods in Engineering**, v. 29, n. 6, p. 4431-4453, 2022. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11831-022-09740-9>. Acesso em: 28 fev. 2025.

LU, X. *et al.* Biomechanical effects of interbody cage height on adjacent segments in patients with lumbar degeneration: a 3D finite element study. **Journal of orthopaedic surgery and research**, v. 17, n. 1, p. 325, 2022. DOI 10.1186/s13018-022-03220-3. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1186/s13018-022-03220-3>. Acesso em: 20 jun. 2024.

MALHAM, G. M. 85. Comparison of novel machine vision image guidance system with a3D fluoroscopy-based platform for pedicle screw placement: arandomized prospective study of radiation, accuracy, and cost. **The Spine Journal**, v. 21, n. 9, p. S41, set. 2021. DOI 10.1016/j.spinee.2021.05.110. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.05.110>. Acesso em: 20 jun. 2024.

MALANDRINO, A., PLANELL, J. A., LACROIX, D., "Statistical factorial analysis on the poroelastic material properties sensitivity on the lumbar intervertebral disc under compression, flexion and axial rotation". **ELSEVIER, Journal of Biomechanics** 42, pp. 2780-2788, 2009. DOI 10.1016/j.jbiomech.2009.07.039. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.039>. Acesso em: 20 jun. 2024.

MARTINS FILHO, D.E. *et al.* **Clínica da Coluna Vertebral**. 1. ed. São Paulo: Atheneu, 2014. E-book. Disponível em: <https://plataforma.bvirtual.com.br>. Acesso em: 23 dez. 2023,

MASCIO, V., BELLINI, C. M., GALBUSERA, F., RAIMONDI, M. T., BRAYDA-BRUNO M., ASSIETTI, R., "Lumbar total disc replacement: A numerical study". **Società Italiana Biomateriali, Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics**, Vol. 8 no.2, pp. 97-101, 2010. DOI <https://doi.org/10.1177/228080001000800206>. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/228080001000800206>. Acesso em: 22 jun. 2024

MOBBS, R. J. *et al.* L5 En-Bloc Vertebrectomy with Customized Reconstructive Implant: Comparison of Patient-Specific Versus Off-the-Shelf Implant. **World Neurosurgery**, v. 112, p. 94–100, 1 abr. 2018. DOI 10.1016/j.wneu.2018.01.078. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.01.078>. Acesso em: 22 jun. 2024.

MOLLICA, Caterina *et al.* Augmented Reality Surgical Navigation (ARSN) for percutaneous pedicle screw placement in thoracic and lumbar spine: results from a multicentric prospective study. **Brain and Spine**, v. 2, p. 101681, 2022. [s.l: s.n.]. DOI [10.1016/j.bas.2022.101681](https://doi.org/10.1016/j.bas.2022.101681). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.bas.2022.101681>. Acesso em: 22 jun. 2024

MONTEIRO, L. F. *et al.* (Org.). **Measurement of physical overload in the lumbar spine of baggage handlers at a Brazilian airport. Occupational Safety and Hygiene** 1. Ed London: CRC Press, 2017. Disponível em: <https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9781315164809-21/measurement-physical-overload-lumbar-spine-baggage-handlers-brazilian-airport-monteiro-dos-santos-franca-dos-santos-de-alsina>. Acesso em: 29 out. 2023.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. MR. **Clinically Oriented anatomy**. 7. Ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2013. 1168p.

MÜLLER, F. *et al.* Augmented reality navigation for spinal pedicle screw instrumentation using intraoperative 3D imaging. *Spine Journal*, v. 20, n. 4, p. 621–628, 1 abr. 2020. DOI 10.1016/j.spinee.2019.10.012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2019.10.012>. Acesso em: 21 jun. 2024

NATARAJAN, R. N., CHEN, B. H., AN, H. S., ANDERSSON, G. B. J., “Anterior Cervical Fusion: A finite element model study on motion segment stability including the effect of osteoporosis”. **Lippincott Williams & Wilkins, Inc., Spine** Volume 25, Number 8, pp. 955-961, 2000. Disponível em: https://journals.lww.com/spinejournal/abstract/2000/04150/anterior_cervical_fusion__a_finite_element_model.10.aspx. Acesso em: 19 jun. 2024

NATARAJAN, R N.; ANDERSSON, Gunnar BJ. Lumbar disc degeneration is an equally important risk factor as lumbar fusion for causing adjacent segment disc disease. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 35, n. 1, p. 123-130, 2017. DOI 10.1002/jor.23283. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/jor.23283>. Acesso em: 21 jun. 2024

NEGRELLI, W. F. Hérnia discal: procedimentos de tratamento. **Acta ortopédica brasileira**, v. 9, p. 39-45, 2001. DOI [10.1590/S1413-78522001000400005](https://doi.org/10.1590/S1413-78522001000400005). Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1413-78522001000400005>. Acesso em: 21 jun. 2023

NEGRIER, A. C. *et al.* Fibrodysplasia ossificans progressiva at whole-body low-dose computed tomography. **Joint Bone Spine Elsevier Masson SAS**, 1 nov. 2019. DOI [10.1016/j.jbspin.2019.05.001](https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2019.05.001). Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31121315/>. Acesso em: 21 jun. 2023.

NETTER, F. H.; DALLEY, A. F. **Atlas of human anatomy**. 3. Ed. Teterboro: Icon Learning Systems, 2003.

NG, H. W., TEO, E. C., LEE, V. S., “Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses on the C4-C6 under compression, anterior and posterior shear”. **ELSEVIER, Journal of Biomechanics** 37, pp. 771-777, 2004. DOI [10.1016/j.jbiomech.2003.09.025](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.025). Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.025>. Acesso em: 21 jun. 2023

OPPERMANN, Marcelo *et al.* **Uso de modelos de elementos finitos na biomecânica da coluna lombar**. 2016. DOI 10.1055/s-0036-1594302. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1055/s-0036-1594302>. Acesso em: 13 ago. 2023.

PASSIAS, P. *et al.* P20. In-Vivo Lumbar Intervertebral Disc Geometric Deformation during Weightbearing Postures. **The Spine Journal**, v. 9, n. 10, p. 123S-124S, out. 2009. DOI [10.1016/j.spinee.2009.08.278](https://doi.org/10.1016/j.spinee.2009.08.278). Disponível em [https://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(09\)00642-1/abstract](https://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(09)00642-1/abstract). Acesso em: 13 ago. 2023.

PELLENZ, C. C. O. **Indicadores de levantamento de carga e parâmetros mecânicos da coluna vertebral**. 130 p. - Tese (Mestrado em Engenharia Mecânica), Universidade Federal do Paraná, UFPR, Curitiba, 2005. Disponível em: <https://acervodigital.ufpr.br/handle/1884/3097>. Acesso em: 25 ago. 2023.

PEH, S. *et al.* Accuracy of augmented reality surgical navigation for minimally invasive pedicle screw insertion in the thoracic and lumbar spine with a new tracking device. **Spine Journal**, v. 20, n. 4, p. 629-637, 1 abr. 2020. DOI 10.1016/j.spinee.2019.12.009. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2019.12.009>. Acesso em: 13 ago. 2023.

POLIKEI, A., FERGUSON, S. J., NOLTE, L. P., ORR, T. E., “Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of the intervertebral cages: finite element analysis.”. **Eur Spine J**, pp: 413-420, 2003. DOI 10.1007/s00586-002-0505-8. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00586-002-0505-8>. Acesso em: 13 ago. 2023.

QASIM, Muhammad *et al.* Damage accumulation location under cyclic loading in the lumbar disc shifts from inner annulus lamellae to peripheral annulus with increasing disc degeneration. **Journal of biomechanics**, v. 47, n. 1, p. 24-31, 2014. DOI 10.1016/j.jbiomech.2013.10.032. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.032>. Acesso em: 13 ago. 2023.

QIU, T., TEO, E., LEE, K., NG, H., YANG, K., “Validation of T10-T11 Finite Element Model and Determination of Instantaneous Axes of Rotations in three anatomical planes”. Lippincott Williams & Wilkins, Inc., **Spine** Volume 28, Number 24, pp. **2694-2699**, 2003. DOI 10.1097/01.BRS.0000101424.24198.AC. Disponível em: https://journals.lww.com/spinejournal/abstract/2003/12150/validation_of_t10_t11_finite_element_model_and.12.aspx. Acesso em: 15 ago. 2023.

RAMÍREZ, C. Q., PACCOLA, R. R.: **Análise não linear geométrica de músculos esqueléticos via Método dos Elementos Finitos posicional**. Tese (Doutorado em estruturas), Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.11606/T.18.2019.tde-21122018-111520>.

RAY-OFFOR, O. D.; WACHUKWU, C. M.; ONUBIYI, C. C. B. Intervertebral disc herniation: Prevalence and association with clinical diagnosis. **Nigerian Journal of Medicine**, v. 25, n. 2, p. 107-112, 2016. Disponível em: <https://www.ajol.info/index.php/njm/article/view/146299>. Acesso em: 17 dez. 2024.

REDDY, J. N. **An introduction to the finite element method**. 3. ed. Texas: McGraw-Hill Companies, Inc. 1993. 423p.

VIALLE, Luis Roberto *et al.* Lumbar disc herniation. **Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)**, v. 45, n. 1, p. 17-22, 2010. DOI 10.1016/S2255-4971(15)30211-1. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S2255-4971\(15\)30211-1](https://doi.org/10.1016/S2255-4971(15)30211-1). Acesso em: 15 ago. 2023.

VON FORELL, G. A. *et al.* Low back pain: a biomechanical rationale based on “patterns” of disc degeneration. **Spine**, v. 40, n. 15, p. 1165-1172, 2015. DOI 10.1097/BRS.0000000000000982. Disponível em: https://journals.lww.com/spinejournal/abstract/2015/08010/low_back_pain__a_biomechanical_rationale_based_on.6.aspx. Acesso em: 15 ago. 2023.

RODRIGUES, M. **Análise e projecto de estruturas para substituição do disco intervertebral**, 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica e industrial) Faculdade de ciências e tecnologia, Universidade Nova. Disponível em: <http://hdl.handle.net/10362/7725>. Acesso em: 16 ago. 2023.

RYANG, Y. M. *et al.* Learning curve of 3D fluoroscopy image-guided pedicle screw placement in the thoracolumbar spine. **Spine Journal**, v. 15, n. 3, p. 467–476, 1 mar. 2015. DOI 10.1016/j.spinee.2014.10.003. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.10.003>. Acesso em: 17 ago. 2023.

SANTA MARIA, A. S. L. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas na coluna vertebral. - Dissertação (Mestrado em Bioengenharia), Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, Universidade de São Paulo, USP, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.11606/D.82.2001.tde-08112001-143755>. Acesso em: 17 ago. 2023.

SAWA, A. *et al.* P10. Sub-regional analysis of principal strains across the intact L3-4disc during in vitro multi-directional loading using 3D digital imagecorrelation (DIC). **The Spine Journal**, v. 21, n. 9, p. S144–S145, set. 2021. DOI 10.1016/j.spinee.2021.05.218. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.05.218>. Acesso em: 17 ago. 2023.

SOMOSKEÖY, S. *et al.* Clinical validation of coronal and sagittal spinal curve measurements based on three-dimensional vertebra vector parameters. **Spine Journal**, v. 12, n. 10, p. 960–968, out. 2012a. DOI 10.1016/j.spinee.2012.08.175. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.08.175>. Acesso em: 13 ago. 2023.

SOMOSKEÖY, S. *et al.* Accuracy and reliability of coronal and sagittal spinal curvature data based on patient-specific three-dimensional models created by the EOS 2D/3D

imaging system. **Spine Journal**, v. 12, n. 11, p. 1052–1059, nov. 2012b. DOI 10.1016/j.spinee.2012.10.002. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.10.002>. Acesso em: 13 ago. 2023.

SORIANO, H. L. Método de Elementos Finitos em Análise de Estruturas Vol. 48. São Paulo: Edusp, 2003.

SUSSELA, A. O. *et al.* Hérnia de disco: epidemiologia, fisiopatologia, diagnóstico e tratamento. **Acta Méd.(Porto Alegre)**, p. [7]-[7], 2017. Disponível em: <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/biblio-883477>. Acesso em: 13 ago. 2023.

SUTHERLAND, I. E. Sketch pad a man-machine graphical communication system. In: **Proceedings of the SHARE design automation workshop**. 1964. p. 6.329-6.346. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/pdf/10.1145/800265.810742>. Acesso em: 27 fev. 2025.

TONG, Y. *et al.* Three-dimensional printing in spine surgery: a review of current applications. **The Spine Journal**, v. 20, n. 6, p. 833-846, 2020. DOI 10.1016/j.spinee.2019.11.004. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2019.11.004>. Acesso em: 13 ago. 2023.

THOMPSON, J. P. *et al.* Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. **Spine**, v. 15, n. 5, p. 411-415, 1990.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan H. **Principles of anatomy and physiology**. 15. Ed. John wiley & sons, 2018.

TSUANG, Y., CHIANG, Y., HUNG, C., WEI, H., HUANG, C., CHENG, C., “Comparison of cage application modality in posterior lumbar interbody fusion with posterior instrumentation – A finite element study”. **ELSEVIER, Medical Engineering & Psysics** 31, pp. 565-570, 2009. DOI 10.1016/j.medengphy.2008.11.012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.11.012>. Acesso em: 14 ago. 2023.

WANG, Qing et al. Quantitative analysis of musculoskeletal ultrasound: techniques and clinical applications. **BioMed Research International**, v. 2017, 2017. DOI [10.1155/2017/9694316](https://doi.org/10.1155/2017/9694316) Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2017/9694316> . Acesso em: 15 ago. 2023.

WEISSE, B. et al. Determination of the translational and rotational stiffnesses of an L4–L5 functional spinal unit using a specimen-specific finite element model. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 13, p. 45-61, 2012. DOI 10.1016/j.jmbbm.2012.04.002. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.04.002>. Acesso em: 14 ago. 2023.

YAO, J., TURTELTAUB, S. R., DUCHEYNE, P., “A three-dimensional nonlinear finite element analysis of the mechanical behavior of tissue engineered intervertebral discs under complex loads”. **ELSEVIER, Biomaterials** 27, pp. 377-387, 2006. DOI

[10.1016/j.biomaterials.2005.06.036](https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.06.036). Disponível em:
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.06.036>. Acesso em: 16 ago. 2023.

YOGANANDAN, N., KUMARESAN, S. C., VOO, L., PINTAR, F. A., Larson, S. J., "Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit". **ELSEVIER, Med. Eng. Phys.** Vol 18, No.7, pp. 569-574, 1996. DOI 10.1016/1350-4533(96)00013-6. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/1350-4533\(96\)00013-6](https://doi.org/10.1016/1350-4533(96)00013-6). Acesso em: 23 ago. 2023.

ZHANG, Q., TEO, E. C., "Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease". **ELSEVIER, Medical Engineering & physics** 30, pp. 1246-1256, 2008. DOI 10.1016/j.medengphy.2008.07.012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.07.012>. Acesso em: 15 ago. 2023.

ZEGAREK, Gregory *et al.* Volumetric lumbar hernia analysis in endoscopic spine surgery: MRI-based prediction correlation with measured sequester size. **Brain and Spine**, v. 2, p. 101687, 2022. DOI 10.1016/j.spinee.2012.10.002. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.10.002>. Acesso em: 13 ago. 2023.

ZIENKIEWICZ, O. C.; TAYLOR, R. L. **The finite element method for solid and structural mechanics**. 6. Ed. Oxford: Elsevier, 2005.

ANEXOS

ANEXO A - TABELAS COM AS PROPRIEDADES MECÂNICAS

Tabela 5 - Módulo de elasticidade do disco intervertebral

Referências	Módulo de Elasticidade E (MPA)		
	Núcleo Pulposo	Anel Fibroso	Substancia Viscosa
Li, Lewis, 2010	1	450	4,2
Denozière, Ku, 2004	0,1	-	4,2
bono, Garfim, 2004		435	12
Lewia, Xu, 2008	-	-	8
Espinha <i>et al</i> , 2010	3,4		3,4
Cheng <i>et al</i> , 1998	1	-	3,4
Kurutz, Oroszváy, 2010	0,7	400	3
Mascio <i>et al</i> , 2010	-	-	0,7
Malandrino <i>et al</i> , 2009	-	-	-
Tsuang <i>et al</i> , 2009	1	50	-
Fantigrossi <i>et al</i> , 2007	1	500	4,2
Ha, 2006	1	450	4,2
Zhan, theo, 2008	1	450	4,2
Zhan, theo, 2008	0,1	450	4,2
Polikei <i>et al</i> , 2003	-	440	-
Kumar <i>et al</i> , 2005	-	-	5
Chiang <i>et al</i> , 2006	1	450	4,2
Ng <i>et al</i> , 2004	-	110	2,5
Ng <i>et al</i> , 2004		450	4,2
Ng <i>et al</i> , 2004	3,4	-	3,4
Ng <i>et al</i> , 2004	1	-	3,4
Nataranjan <i>et al</i> ,	3	450	4,2

2000			
Nataranjan <i>et al</i> , 2000	1	30	3
Dooris <i>et al</i> , 2001	1e ⁻⁶	450	4,5
Qiu <i>et al</i> , 2003	1	500	4,2
Cheung <i>et al</i> , 2003	1	500	4,2
Yao <i>et al</i> , 2006	-	500	1
Jones, wilcox, 2008	4	500	1
Jones, wilcox, 2008	1	145	4,2
Jones, wilcox, 2008	2	550	8
Jones, wilcox, 2008	1	35	-
Jones, wilcox, 2008	1	500	4,2
Yoganandan <i>et al</i> , 1996	3,4		3,4

Fonte: Rodrigues, 2012

Tabela 6 - Coeficiente de Poisson do disco intervertebral

Referências	Coeficiente de poisson (v)		
	Núcleo Pulposos	Anel Fibroso	Substancia Viscosa
Li, Lewis, 2010	0,499	0,3	0,45
Denozière, Ku, 2004	0,499		0,45
bono, Garfim, 2004		0,3	
Lewia, Xu, 2008		0,45	0,45
Espinha <i>et. al</i> , 2010	0,49	0,4	0,4

Cheng <i>et al</i> , 1998	0,49	0,4	0,4
Kurutz, Oroszvary, 2010	0,49		0,45
Mascio <i>et al</i> , 2010	0,499		0,45
Malandrino <i>et al</i> , 2009	0,17	-	0,17
Tsuang <i>et al</i> , 2009	0,49	0,45	0,45
Fantigrossi <i>et al</i> , 2007	0,499	0,3	0,45
Ha, 2006	0,5	0,3	0,5
Zhan, theo, 2008	0,5	0,3	0,45
Zhan, theo, 2008	-	0,3	0,25
Polikei <i>et al</i> , 2003	-		
Kumar <i>et al</i> ,2005		0,49	0,49
Chiang <i>et al</i> , 2006	0,499	0,3	0,45
Ng <i>et al</i> , 2004		0,3	0,45
Ng <i>et al</i> , 2004		0,2	
Ng <i>et al</i> , 2004	0,49	0,45	0,45
Ng <i>et al</i> , 2004	0,49		0,4
Nataranjan <i>et al</i> , 2000	0,499	0,3	0,45
Nataranjan <i>et al</i> , 2000	0,5	0,016	0,45
Dooris <i>et al</i> , 2001	0,5	0,5	0,45
Qiu <i>et al</i> , 2003	0,499		0,45
Cheung <i>et al</i> , 2003	0,1	0,3	0,1
Yao <i>et al</i> , 2006		0,35	0,48
Jones, wilcox, 2008			
Jones, wilcox, 2008			
Jones, wilcox,			

2008			
Jones, wilcox, 2008			
Jones, wilcox, 2008			
Yoganandan <i>et al</i> , 1996	0,49	0,4	0,4

Fonte: Rodrigues, 2012.

Tabela 7 - Propriedades mecânicas do disco intervertebral

Componentes	Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson ν	Área da Secção (mm ²)
Fibras camada 1-2	550	0,3	0,23
Fibras camada 3-4	495	0,3	0,23
Fibras camada 5-6	440	0,3	0,19
Fibras camada 7-8	420	0,3	0,19
Fibras camada 9-10	385	0,3	0,09
Fibras camada 11-12-13	360	0,3	0,09
Núcleo Pulposo	<u>Hiperelástico</u> : Modelo de Neo-Hooke: C10=0,12 MPa D=0,03 MPa-1		
Anel Fibroso	<u>Hiperelástico</u> : Modelo de Ogden, ordem = 3: $\mu_1=0,45536$ $\alpha_1=0,4411$ $d_1=8,76456E-03$ $\mu_2=0,00146$ $\alpha_2=16,0769$ $d_2=0$ $\mu_3=-1,28931E-04$ $\alpha_3=-9.34948$ $d_3=0$		
Placas Terminais	<u>Hiperelástico</u> : Modelo de Ogden, ordem = 3: $\mu_1=0,45536$ $\alpha_1=0,4411$ $d_1=8,76456E-03$ $\mu_2=0,00146$ $\alpha_2=16,0769$ $d_2=0$ $\mu_3=-1,28931E-04$ $\alpha_3=-9.34948$ $d_3=0$		

Fonte: Das Neves, 2015

Tabela 8 - Propriedades mecânicas, Li (2018)

Component	Young's modulus (MPa)	Cross-section (mm ²)	Poisson's ratio
Nucleus pulposus	Refer to Table 2		
Annulus (ground substance)	Refer to Table 2		
Annulus fiber	385 – 550		
Outermost	550	0.70	
Second	495	0.63	
Third	440	0.55	
Fourth	420	0.49	
Fifth	385	0.41	

	Annulus ground substance		Nucleus pulposus			Disc height (mm)		
	Hyper-elastic Mooney–Rivlin		Young's Modulus (MPa)	Poisson's ratio	Area (mm ²) (L3-4 /L4-5) in mid-plane	Anterior (L3-4/L4-5)	Posterior (L3-4 /L4-5)	
	C1	C2						
Healthy	0.2	0.05	787 / 802	1.0	0.49	636/653	13.8 / 14.5	10.1 / 7.8
Moderate	0.9	0.23	1044 / 1103	1.66	0.4	379/352	8.3 / 8.7	6.1 / 4.7

Fonte: Li, 2018.

APÊNDICE

APÊNDICE A - DADOS UTILIZADOS E RESULTADOS OBTIDOS

Tabela 9 - Tipo de conexões utilizadas entre as geometrias

Elementos	Tipo de conexão
L4-AF1	Colado
L4-NP1	Colado
AF1-L5	Colado
NP1-L5	Colado
L5-AF2	Colado
L5-NP2	Colado
AF2-S1	Colado
NP2-S1	Colado
L4-L5	Junta Cilíndrica
L5-S1	Junta Cilíndrica
S1-‘Ground’	Fixado

Tabela 10 - Número de elementos e nós Modelos M1 e M1-A

Geometria	Elementos	Nós
L4	5876	10305
AF L4-L5	6660	11595
NP L4-L5	2497	4338
NP L4-L5 abaulado	2361	4160
L5	14932	25576
AF L5-S1	6188	10759
NP L5-S1	2375	4140
NP L5-S1 abaulado	2310	4055
S1	12768	21953

Tabela 11 - Número de elementos e nós Modelos M2 e M2-A

Geometria	Elementos	Nós
L4	5876	10305
AF L4-L5	7444	13492
NP L4-L5	4866	8539
NP L4-L5 abaulado	4600	8153
L5	14932	25576
AF L5-S1	6513	11935
NP L5-S1	4671	7930
NP L5-S1 abaulado	2425	4986
S1	12768	21953

Tabela 12 - Deslocamentos na direção Z em milímetros disco intervertebral L4-L5

	Torção	Extensão	Flexão	Flexão Lateral
M1	0.47	0.18	1.24	0.62
M1-A	0.89	0.62	1.81	1.10
M2	0.47	0.17	1.26	0.63
M2-A	0.89	0.31	1.68	0.93

Tabela 13 - Deslocamentos na direção Y em milímetros disco intervertebral L4-L5

	Torção	Extensão	Flexão	Flexão Lateral
M1	0.03	0.34	1.14	0.22
M1-A	0.08	0.56	1.18	0.39

M2	0.06	0.33	1.16	0.27
M2-A	0.09	0.64	1.23	0.43

Tabela 14 Deslocamentos na direção Z em milímetros disco intervertebral L5-S1

	Torção	Extensão	Flexão	Flexão Lateral
M1	0.28	0.16	0.67	0.34
M1-A	0.49	0.32	0.85	0.57
M2	0.27	0.14	0.67	0.34
M2-A	0.49	0.31	0.77	0.51

Tabela 15 Deslocamentos na direção Y em milímetros disco intervertebral L5-S1

	Torção	Extensão	Flexão	Flexão Lateral
M1	0.23	0.14	0.40	0.17
M1-A	0.20	0.30	0.37	0.21
M2	0.25	0.13	0.42	0.17
M2-A	0.20	0.27	0.37	0.18