



Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde
Aplicadas ao Aparelho Locomotor



RITA DE CÁSSIA GRANZOTTO ARAÚJO

**Influência das características geométricas de parafusos pediculares
nas tensões geradas na vértebra lombar L5**

RIBEIRÃO PRETO

2021

RITA DE CÁSSIA GRANZOTTO ARAÚJO

**Influência das características geométricas de parafusos pediculares
nas tensões geradas na vértebra lombar L5**

Versão Corrigida

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestra em Ciências.

RIBEIRÃO PRETO

2021

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Araujo, Rita de Cássia Granzotto
Influência das características geométricas de parafusos pediculares nas tensões geradas na vértebra lombar L5. Ribeirão Preto, 2021.

117 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Orientador: Shimano, Antonio Carlos.

1. Parafuso pedicular. 2. Fotoelasticidade. 3. Elementos finitos. 4. Força de arrancamento. 5. Tensões internas.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Araújo, Rita de Cássia Granzotto

Título: Influência das características geométricas de parafusos pediculares nas tensões geradas na vértebra lombar L5.

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação de Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestra em Ciências.

Aprovada em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Dedicatória

Dedico este trabalho a todos os meus familiares, em especial ao meu esposo
Caio Alexandre Sicchieri.

Agradecimentos especiais

Ao meu orientador Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano pela oportunidade no desenvolvimento desta pesquisa; pela benevolência e compreensão perante minhas dificuldades pessoais, e além disso, por seu olhar humano a todos seus orientados.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro que possibilitou o desenvolvimento desta pesquisa.

Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. José Batista Volpon** por permitir acesso ao Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP/USP).

Ao coordenador do Programa de Pós-Graduação **Prof. Dr. Marcello Henrique Nogueira-Barbosa** no período de 2018 a 2021, e a secretária do programa *Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor*, **Rita de Cássia Stela Cossalter**, pela cortesia e solicitude.

Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, **Francisco Carlos Mazzocato**, **Maria Teresinha de Moraes** e **Ismar Ribeiro** por toda colaboração e amizade.

A **Dra. Ana Paula Macedo** e ao colega de pós-graduação **Leonardo Rigobello Battaglion** pelo suporte no desenvolvimento da pesquisa.

Agradeço a todos que direta e indiretamente contribuíram para a realização desta Dissertação de Mestrado.

Aos meus familiares, pelo amor e zelo com minha criação, pelo suporte na formação acadêmica e responsabilidade em meu crescimento pessoal. A minha avó Fátima Pinto de Almeida Granzotto *in memoriam* e meu avô Guido Granzotto.

“Crê em ti mesmo, age e verás os resultados. Quando te esforças, a vida também se esforça para te ajudar”

Francisco Cândido Xavier

RESUMO

Araújo, RCG. Influência das características geométricas de parafusos pediculares nas tensões geradas na vértebra lombar L5. Ribeirão Preto, 2021.117p.Dissertação de Mestrado. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Parafusos pediculares são primordialmente responsáveis por manter a estabilidade de implantes na região posterior da coluna vertebral sob várias condições de carregamento. Diferentes fatores influenciam a integridade do conjunto osso-parafuso quando submetido a esses esforços, dentre eles estão as características morfométricas dos pedículos e propriedades geométricas dos parafusos. Parafusos cônicos foram projetados com o propósito de aprimorar a ancoragem ao pedículo e resistência mecânica em relação aos de configuração cilíndrica, entretanto, pesquisas indicam que a ancoragem de parafusos cônicos ao osso depende do tipo de conicidade existente. Este trabalho teve por objetivo avaliar a distribuição de tensões internas geradas no osso por parafusos com diferentes tipos de conicidade implantados em modelos anatômicos de vértebra L5, quando submetidos a uma força axial no sentido de arrancamento. Um exemplar apresenta alargamento do diâmetro interno na região próxima à cabeça (COP) e o outro apresenta afunilamento nos diâmetros interno e externo, na região distal, ou próxima à ponta (COD). Simulações computacionais foram executadas pelo Método dos Elementos Finitos em 4 modelos: 2 modelos planos obtidos pela seção da vértebra L5 na região de interesse e 2 modelos de vértebras íntegras instrumentados com cada parafuso. Os modelos planos foram validados pela técnica experimental da fotoelasticidade de forma qualitativa e quantitativa, em seguida foram empregados como base na modelagem das vértebras íntegras. Não foram observadas diferenças significativas nas médias das tensões cisalhantes provocadas pelos dois parafusos, porém, as simulações em vértebras íntegras revelaram que os maiores valores de tensão máxima principal foram atribuídos ao parafuso COD e estão localizados na interface osso-parafuso imediatamente próxima à ponta do implante. Os resultados obtidos sugerem que o afunilamento de parafusos pediculares em sua porção distal, próximo a ponta, pode ser um fator de concentração de tensão dentro do osso, o que desfavorece seu uso perante parafusos que não possuem essa característica. Além desse resultado, também foram observados que maiores valores de tensão foram geradas no osso cortical em relação ao osso trabecular, indicativo de

que o osso cortical é responsável por suportar maior parte do carregamento aplicado , com isso, sua ausência pode reduzir a resistência da vértebra ao arrancamento.

Palavras-chave: parafuso pedicular, força de arrancamento, elementos finitos, fotoelasticidade, modelos, vértebra.

ABSTRACT

Araújo, RCG. Influence of the geometric characteristics of pedicle screws on the stresses generated in the L5 lumbar vertebra. Ribeirão Preto, 2021.117p. Dissertation (Master 's Degree). Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Pedicle screws are primarily responsible for maintaining the stability of implants in the posterior region of the spine under various loading conditions. Different factors influence the integrity of the bone-screw construct when submitted to these loads, among them are the morphometric characteristics of the pedicles and geometric properties of the screws. Conical screws were designed with the purpose of improving the anchorage to the pedicle and mechanical strength in relation to those with a cylindrical configuration, however, research indicates that the anchorage of tapered screws to the bone depends on the type of existing taper and the methodology used. The goal of this study was to investigate the internal stress distribution generated in the bone by screws with different types of taper implanted in anatomical models of L5 vertebrae, when applied an axial force in the pullout direction. One screw specimen has a widening of the inner diameter near the head (COP) and the other has a taper in the inner and outer diameters, in the distal region, or near the tip (COD). Computational simulations were performed using the Finite Element Method on 4 models: 2 plane models obtained by sectioning the L5 vertebra in the region of interest and 2 intact bone models instrumented with each screw. The plane models were qualitatively and quantitatively validated by the experimental technique of photoelasticity, and then used as the basis for modeling the whole vertebrae. No significant differences were found in the average stress between the screws, however, the simulations in the intact vertebrae revealed higher maximum principal stress values due to COD screw, which occurred in the bone area immediately next to screw tip. These findings suggest that tip tapering design can lead to stress concentrations inside the bone, disfavoring its use. Besides that, higher stress values were found in the cortical bone if compared to trabecular bone, this result indicates that the cortical bone is important for the load-bearing bone response and its absence can decrease the bone resistance to axial pullout force.

Keywords: pedicular screw, pullout strength, finite elements, photoelasticity, models, vertebra.

Lista de figuras

Figura 1: Vértexbras da coluna cervical, torácica e lombar em vista frontal (A). Elementos principais de uma vértebra típica (B)	32
Figura 2: Corte da vértebra mostrando seção transversal do pedículo	33
Figura 3: Medidas dos pedículos no plano transversal (A) e plano sagital (B). TA: Inclinação transversal, PW: largura medial-lateral, SA: inclinação sagital, PH: largura crânio-caudal	33
Figura 4: Pontos de entrada e trajetórias de inserção. A. Técnica de Roy-Camille, B. Técnica de Magerl, C. técnica de Weintein	34
Figura 5: Efeito da triangulação dos parafusos.....	35
Figura 6: Medidas principais de um parafuso pedicular.....	35
Figura 7: Tensões normais e cisalhantes em um elemento infinitesimal	37
Figura 8: Diagrama tensão-deformação do aço carbono: exemplo de diagrama para material dúctil	38
Figura 9: Diagrama tensão-deformação típico de um material frágil	39
Figura 10: Do modelo conceitual ao modelo computacional	41
Figura 11 Geração de malha superficial. A: malha estruturada, B: malha não estruturada	46
Figura 12: Densidade de malha: A. Malha grosseira, B. Malha refinada	47
Figura 13: Representação de um polarizador plano	53
Figura 14: Volume gerado após segmentação	63
Figura 15: Desenho tridimensional da vértebra L5	63
Figura 16: Projetor de Perfil	64
Figura 17: Medidas realizadas no parafuso íntegro.....	65
Figura 18: Moldagem do perfil de rosca dos parafusos. A. Preparo do molde, B. Corte do molde ao meio, C. Película de rosca de cada parafuso.....	67
Figura 19: Triângulo retângulo inscrito na circunferência	68
Figura 20: Desenho tridimensional dos parafusos, em escala ampliada	69
Figura 21: Instrumentação do modelo vertebral: A. ponto de entrada, B. inclinação transversal.....	70
Figura 22: Restrição volumétrica: A. planos de corte, B. volume delimitado	70
Figura 23: Volume seccionado: A. modelo plano não simplificado, B. modelo plano simplificado.....	71

Figura 24: Calibração da resina fotoelástica: franjas isocromáticas sob carregamento de 8N.....	73
Figura 25: Reta de calibração para obtenção da constante ótica.....	90
Figura 26: Fabricação do molde de silicone. A.gabarito, B. Direcionamento do molde impresso sobre o gabarito	74
Figura 27: Gabaritos para posicionamento dos parafusos no molde de silicone.A.Gabarito 3D impresso para inclinação sagital e altura dos parafusos dentro do modelo, B. Gabarito em folha transparente de acetato para inclinação transversal doparafuso no modelo	75
Figura 28: Posicionamento dos parafusos no molde de silicone, previo ao despejo da resina.....	76
Figura 29: Inspeção do posicionamento do parafuso.A. inclinação transversal, B. Posição e inclinação sagital.....	76
Figura 30: Fixação do modelo no polariscópio: a. Célula de carga, b. Suporte impresso, c. Molde vazado de silicone	77
Figura 31: Gabaritos para traçar pontos de análise A. Gabarito 3D impresso com pontos de análise destacados (vermelho), B. Numeração dos pontos selecionados	78
Figura 32: Malha de superfície nos parafusos.....	81
Figura 33: Malha de superfície no modelo anatômico plano.....	82
Figura 34: Malha volumétrica do modelo anatômico plano: corte da vista superior	83
Figura 35: Malha do modelo de osso íntegro.....	83
Figura 36: Contato entre parafusos e modelos.....	85
Figura 37: Restrição na resina (verde) e força aplicada (magenta).....	86
Figura 38: Restrição no osso (verde) e força aplicada (magenta).....	86
Figura 39: Franjas isocromáticas nos modelos COP e COD	91
Figura 40: Franjas isocromáticas nos cinco modelos do parafuso COP.....	91
Figura 41: Franjas isocromáticas nos cinco modelos do parafuso COD	92
Figura 42: Gráfico da média das tensões cisalhantes em cada ponto dos parafusos, obtidos pela análise fotoelástica	92
Figura 43: Distribuição da tensão de cisalhamento máxima, em KPa, para os parafusos estudados, por elementos finitos	94

Figura 44: Comparação da distribuição de tensão por fotoelasticidade e por elementos finitos	95
Figura 45: Média da tensão de cisalhamento máxima, em KPa, em cada ponto, obtida pelo método da Fotoelasticidade e por Elementos Finitos.....	97
Figura 46: Tensão máxima principal (MPa) no osso trabecular. Vista superior em corte para o parafuso COP (A.1) e COD(B.1). Vista lateral em corte para o parafuso COP (A.2) e parafuso COPD(B.2). As setas indicam locais de maior intensidade de tensão.....	99
Figura 47: Tensão mínima principal (MPa) no osso trabecular. Vista lateral em corte. As setas indicam locais de maior intensidade de tensão	100
Figura 48: Tensão máxima principal (MPa) no osso cortical	101

Lista de tabelas

Tabela 1: Força de compressão aplicada no disco em Newton e ordem de franja obtida para calibração da resina.....	90
Tabela 2: Média \pm desvio padrão das tensões cisalhantes máximas (KPa) nos 16 pontos analisados em cada modelo e dos 5 modelos para cada parafuso por fotoelasticidade.....	93
Tabela 3: Média \pm desvio padrão da tensão cisalhante máxima (KPa) determinada pelo método da Fotoelasticidade e por Elementos Finitos	96

Lista de quadros

Quadro 1: Elementos de superfície: tipo de elemento e função de interpolação	43
Quadro 2: Medidas principais dos parafusos estudados	89
Quadro 3: Medidas do perfil de rosca dos parafusos	89
Quadro 4: Número de nós e elementos em cada grupo	84
Quadro 5: Propriedades dos materiais	85

Lista de equações

(Equação 1)	39
(Equação 2)	68
(Equação 3)	72
(Equação 4)	79
(Equação 5)	79

Lista de abreviaturas, siglas e símbolos

σ	Tensão
ε	Deformação
E	Módulo de elasticidade
™	Trade mark
GDL	Graus de liberdade
U_x	Translação no eixo x
U_y	Translação no eixo y
U_z	Translação no eixo z
θ_x	Rotação no eixo x
θ_y	Rotação no eixo y
θ_z	Rotação no eixo z
TRI3	Elemento triangular de 3 nós
QUAD4	Elemento quadrilátero de 4 nós
TRI6	Elemento triangular de 6 nós
QUAD8	Elemento quadrilátero de 8 nós
DICOM	Digital imaging and Communications in Medicine
STL	Standard Triangle Language
3D	Tridimensional
%	porcentagem
N	Newtons
HCRP	Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto
FMRP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
USP	Universidade de São Paulo
®	Marca registrada
FORP	Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
DMDP	Departamento de materiais dentários e prótese
°	Graus
COD	Parafuso com conicidade distal
COP	Parafuso com conicidade proximal
mm	Milímetro
polHg	Polegada de mercúrio
h	Horas

min	Minutos
kgf	Quilograma-força
τ	Tensão cisalhante
Np	Franja fracionária
fb	Constante ótica da resina fotoelástica
TET10	Elemento tetraédrico de 10 nós
COP-P	Grupo de parafuso COP em modelo plano
COD-P	Grupo de parafuso COD em modelo plano
COP-O	Grupo de parafuso COP em modelo de osso íntegro
COD-O	Grupo de parafuso COD em modelo de osso íntegro
M1	Modelo fotoelástico 1
M2	Modelo fotoelástico 2
M3	Modelo fotoelástico 3
M4	Modelo fotoelástico 4
M5	Modelo fotoelástico 5
KPa	Kilo Pascal
MPa	Mega Pascal

SUMÁRIO

1.0. INTRODUÇÃO	28
1.1. Anatomia do pedículo	31
1.2. Instrumentação pedicular	34
1.3. Tensão e deformação	36
1.4. Propriedades mecânicas dos materiais	37
1.5. Critérios de falhas ou critérios de ruptura	40
1.6. Modelagem e simulação computacional	40
1.6.1. Método dos Elementos Finitos (MEF)	42
1.6.2. Etapas em uma simulação por Elementos Finitos	44
1.6.2.1. Pré-processo	44
1.6.2.2. Solução	49
1.6.2.3. Pós-processo	49
1.6.3. Aplicação do MEF em pesquisas da coluna lombar	50
1.7. Fotoelasticidade	52
2.0. HIPÓTESES	57
3.0. OBJETIVOS	59
3.1. Objetivo geral	59
3.2. Objetivos específicos	59
4.0. MATERIAIS E MÉTODOS	61
4.1. Aspectos éticos	61
4.2. Materiais	61
4.2.1. Imagens de tomografia computadorizada	61
4.2.2. Parafusos	61
4.2.3. PLA	62
4.2.4. Resina Fotoelástica e borracha de silicone	62
4.2.5. Polariscópio	62
4.3. Métodos	62
4.3.1. Desenho tridimensional da vértebra lombar L5	62
4.3.2. Levantamento dimensional dos parafusos	64
4.3.2.1. Primeira Etapa - Leitura em parafusos íntegros	64
4.3.2.2. Segunda Etapa - Leitura em moldes seccionados	66
4.3.3. Desenho tridimensional dos parafusos e	

<i>elaboração do modelo anatômico plano</i>	68
4.3.4. <i>Fotoelasticidade</i>	71
4.3.4.1. <i>Calibração da resina fotoelástica</i>	71
4.3.4.2. <i>Confecção dos modelos fotoelásticos</i>	74
4.3.4.3. <i>Fixação do modelo no Polariscópio</i>	77
4.3.4.4. <i>Procedimento de análise</i>	77
4.3.5. <i>Modelagem e simulação pelo Método dos Elementos Finitos</i>	80
4.3.5.1. <i>Geração de malhas e definição de contato</i>	80
4.3.5.2. <i>Caracterização dos materiais</i>	85
4.3.5.3. <i>Carregamento e condições de contorno</i>	86
4.3.6. <i>Análise estatística</i>	87
5.0. RESULTADOS	89
5.1. <i>Medidas dimensionais dos parafusos</i>	89
5.2. <i>Fotoelasticidade</i>	89
5.2.1. <i>Calibração da resina fotoelástica</i>	89
5.2.2. <i>Análise qualitativa</i>	90
5.2.3. <i>Análise quantitativa</i>	92
5.3. <i>Simulação por Elementos Finitos nos modelos planos</i>	94
5.4. <i>Validação do modelo computacional</i>	94
5.4.1. <i>Validação qualitativa</i>	94
5.4.2. <i>Validação quantitativa</i>	96
5.5. <i>Simulação por Elementos Finitos no osso</i>	98
6.0. DISCUSSÃO	104
7.0. CONCLUSÕES	115
REFERÊNCIAS	117

INTRODUÇÃO

1.0. INTRODUÇÃO

A fixação posterior da coluna vertebral com implantes, por intermédio do pedículo tem sido um procedimento cirúrgico amplamente adotado para tratamento da instabilidade da coluna lombar causada por trauma, doença degenerativa, deformidade espinhal ou tumores (KANNO et al., 2021; DEFINO et al., 2019) e depende criticamente da ancoragem de parafusos, como elementos de fixação, na vértebra.

O poder de ancoragem dos parafusos é normalmente avaliado pela capacidade do tecido ósseo na interface com o parafuso em resistir à força axial de arrancamento, sendo influenciado por diferentes fatores, tais como anatomia vertebral, qualidade óssea, perfil de rosca, forma geométrica dos parafusos e técnica de inserção (DEMIR, BASGÜL, 2015).

Com relação à geometria, os parafusos podem ser cilíndricos ou cônicos e a conicidade pode ocorrer apenas no diâmetro interno (corpo) mantendo o diâmetro externo cilíndrico; apenas no diâmetro externo, mantendo o corpo cilíndrico, ou ainda nos dois diâmetros simultaneamente. Além disso, a conicidade pode ser parcial ou se estender a todo o comprimento do parafuso.

Os parafusos cônicos foram desenvolvidos para maximizar a ancoragem e aumentar a resistência ao cisalhamento, entretanto o desempenho destes ao arrancamento varia conforme o tipo de conicidade existente.

Relatos indicam maior resistência ao arrancamento nos parafusos com apenas o diâmetro interno cônico quando comparados aos de diâmetro cilíndrico instrumentados em modelos não osteoporóticos (KIM et al., 2012; TSAI et al., 2009; CHAO et al., 2008; KRENN et al., 2008; HSU et al., 2005). Entretanto, os resultados dessa comparação são controversos em condição osteoporótica (CHAO et al., 2008; HSU et al., 2005).

Com relação aos parafusos cônicos nos dois diâmetros simultaneamente, Kim et al. (2012) verificaram por meio de ensaios mecânicos em blocos de poliuretano que parafusos com conicidade total nos dois diâmetros apresentam maior resistência ao arrancamento que os parafusos cilíndricos, mas resistência menor quando comparados aos que possuem diâmetro externo cilíndrico e diâmetro interno cônico.

Liu, M. et al. (2020), também verificaram maior resistência ao arrancamento em parafusos cônicos nos dois diâmetros, quando comparados aos cilíndricos por meio de ensaios de arrancamento em modelos sintéticos de vértebra L4 normal.

Para estudar a influência de características geométricas de parafusos na ancoragem ao osso, é importante considerar, entre outros fatores, as interações entre o implante e o osso devido às variações anatômicas do mesmo. Pesquisas previamente realizadas comprovam que ao desconsiderar a geometria anatômica do modelo, diferentes padrões de distribuição de tensões são identificados (FAKHOURI, 2008; SIQUEIRA, 2008).

Fakhouri (2008), realizou estudos fotoelásticos de parafusos pediculares submetidos à força axial de arrancamento em um bloco retangular de dimensões constantes, com espessura do modelo igual a 12 mm. Neste trabalho, ao avaliar a distribuição de tensões de forma qualitativa ao longo do comprimento total dos parafusos, verificou-se maiores níveis de tensão apenas nas regiões próximas das pontas de cada parafuso.

Por outro lado, Siqueira (2008), ao realizar o mesmo procedimento, com parafusos iguais aos de Fakhouri (2008) e mesma resina fotoelástica, porém utilizando-se de um modelo anatômico simplificado da vértebra lombar L5, também com espessura de 12mm, observou que os maiores valores de tensão foram obtidos em áreas irregulares próxima do canal vertebral (região referente ao pedículo vertebral) e curvas do processo transversos.

Ao examinar o comportamento das tensões internas geradas em um modelo anatômico em consequência da ação de uma força externa sobre o implante, é possível identificar locais de maiores solicitações (regiões críticas) que podem estar propensos à fratura ou reabsorção óssea. Tal informação é de extrema importância ao se desenvolver propostas de novos implantes, assim como, apresentar diretrizes à seleção de implantes durante planejamento cirúrgico.

Uma metodologia que tem crescente aplicação no campo da biomecânica para se avaliar a distribuição das tensões internas é o Método dos Elementos Finitos (OPPERMANN et al., 2019). Neste, modelos computacionais são desenvolvidos a fim de simular o comportamento do conjunto osso-implante à uma determinada condição de carregamento.

Os resultados obtidos com a simulação computacional, entretanto, precisam ser confrontados com dados experimentais ou dados da literatura, com o intuito de se validar o modelo computacional, isto é, verificar se a resposta fornecida pelo modelo é compatível com a resposta observada na realidade física (BRANCHEAU, 2019; SCHWER, 2002).

Diferentes técnicas de validação podem ser utilizadas de acordo com o objetivo de análise. Quando se tem por objetivo compreender a resposta do tecido ósseo à ação de um implante, em condição normal ou osteopórotica, pode-se utilizar de ensaios mecânicos ou extensometria em ossos ou materiais sintéticos de propriedades semelhantes (TAKENAKA et al., 2020; CHATZISTERGOS et al., 2014; CHAO et al., 2008). Por outro lado, se o objetivo é o de analisar a interação osso-implante em virtude da geometria anatômica com relação a geometria do implante, pode-se utilizar da técnica experimental da Fotoelasticidade.

O processo fotoelástico possibilita observar a distribuição de tensões internas geradas no modelo em resposta à ação de uma força externa, tal qual nos Elementos Finitos (HERRÁEZ-GALINDO et al., 2020), permitindo a comparação direta entre os dois métodos com a análise dos locais sujeitos a tensões críticas.

Esta técnica foi anteriormente empregada no estudo de parafusos pediculares, contudo poucas pesquisas foram encontradas (LA ROSA et al., 2016; FAKHOURI et al., 2014; SIQUEIRA et al., 2009) e apenas uma delas considerou uma forma geométrica simplificada da vértebra no modelo fotoelástico (SIQUEIRA et al., 2009).

Sabe-se que parafusos pediculares interagem de forma diferenciada com o osso na região do pedículo e do corpo vertebral (HSIEH et al., 2020), entretanto ainda não está claro de que forma a conicidade dos parafusos influencia nas tensões desenvolvidas internamente no osso em virtude de uma força axial de arrancamento considerando as variações geométricas da anatomia vertebral, sendo este um dos objetivos do presente trabalho.

Além disso, grande parte das pesquisas referentes à conicidade de parafusos pediculares abordam geometrias com conicidade proximal no diametro interno, ou parafusos com conicidade em todo o comprimento de rosca (HSU et al., 2005; KRENN et al., 2008; KIM et al., 2012; LEE et al., 2019; LIU, M. et al., 2020). Observa-se uma escassez em pesquisas que avaliam o comportamento de parafusos com

conicidade parcial existente apenas na porção distal do comprimento de rosca, isto é, próximo da ponta, entretanto este *design* de implante é comumente utilizado na prática clínica (CHATZISTERGOS et al., 2014).

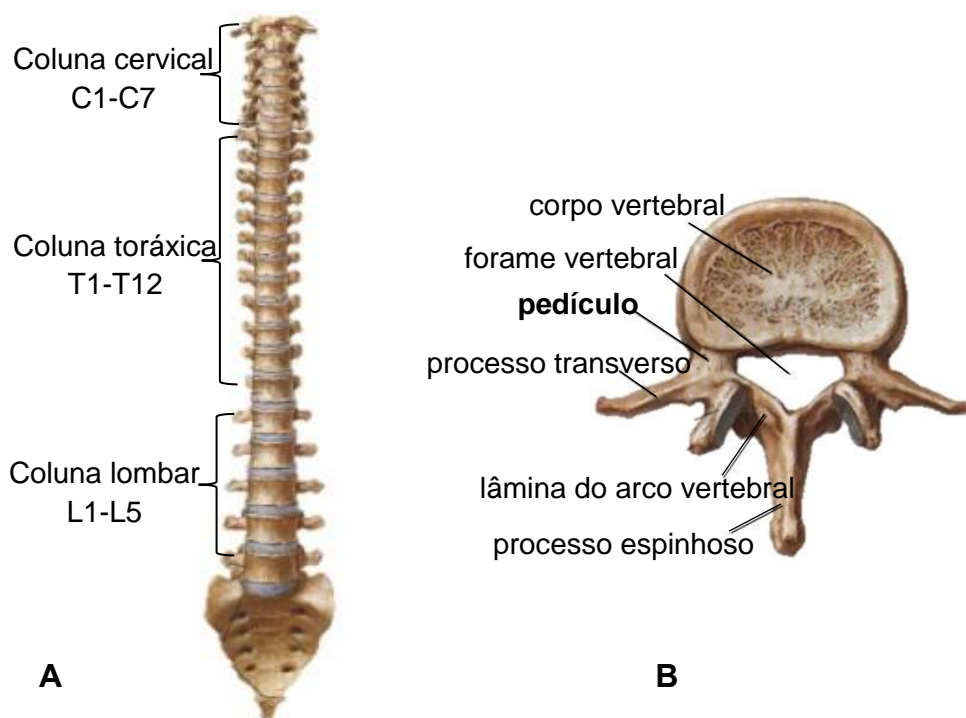
Tal modelo de parafuso foi avaliado por Chatzistergos et al. (2014), contudo o objetivo principal da pesquisa era o de implementar uma técnica numérica para simular os efeitos da pré-tensão devido à relação entre geometria do parafuso e diâmetro do orifício piloto. Para isso, os autores se utilizaram de análise numérica e experimentais em blocos de poliuretano com propriedades similares a de ossos osteoporóticos. Sendo assim, não foram considerados os possíveis efeitos devido a anatomia vertebral e também não foi realizado estudo em ossos normais. Os autores concluíram que aumentar o ângulo de conicidade pode aprimorar a resistência até certo valor, reduzindo a partir dele.

1.1. Anatomia do pedículo

Uma vértebra típica pode ser dividida em duas regiões elementares: o corpo e o arco vertebral. O osso nessas regiões é constituído por uma camada externa de osso cortical e um núcleo de osso trabecular. A camada cortical é estreita nas superfícies discais do corpo vertebral e espessa no arco e processos vertebrais. (CRAMER, 2014).

Os componentes principais de cada região estão apresentados na Figura 1.

Figura 1. Vértex da coluna cervical, torácica e lombar em vista frontal (A). Elementos principais de uma vértebra típica (B).



Fonte: adaptado de Netter, 2018

Os pedículos vertebrais são estruturas estreitas e espessas que realizam a conexão entre o arco e corpo vertebral (CRAMER, 2014).

Os pedículos vertebrais têm sido extensivamente utilizados como região de ancoragem dos implantes na coluna vertebral e como via de acesso ao interior do corpo vertebral.

Com isso, diversos estudos foram realizados promovendo melhor entendimento sobre sua composição, morfologia (AVALOS-MORALES et al., 2015; YU et al., 2015; DEFINO, VENDRAME, 2007; LIEN et al., 2007; PANJABI et al., 2000) e variações étnicas (DHATT et al., 2018; KIM et al., 1994), com o intuito de disponibilizar informações relevantes aos projetos de parafusos pediculares e planejamento cirúrgico.

Yu et al. (2015) realizaram medidas da largura medial-lateral (PW) e crânio-caudal (PH) de pedículos em vértebras da coluna lombar (L1-L5) de cadáveres da população americana, relacionando com sexo, idade, raça e peso corporal. Os autores constataram que de L1 a L5 houve uma redução de PH e aumento de PW, o maior valor de PH foi encontrado em L1 com média de 15,75mm, já o maior valor de

PW foi encontrado em L5 com média de 18,33 mm. Os autores também averiguaram que homens possuem pedículos maiores e que o grupo de pessoas com maior peso e maior altura possuem pedículos mais largos.

Defino e Vendrame (2007) estudaram a morfometria de pedículos da coluna lombar, identificando que possuem formato oval sendo o diâmetro vertical (sentido crânio-caudal) maior que o diâmetro horizontal (sentido lateral-medial), a parede de osso cortical medial apresentou maior espessura que a parede lateral, a área da secção transversal do pedículo aumentou em direção à cauda (sentido descendente) e por fim, constataram que a razão de área entre osso cortical e esponjoso se mantém constante em toda extensão da coluna lombar (Figura 2).

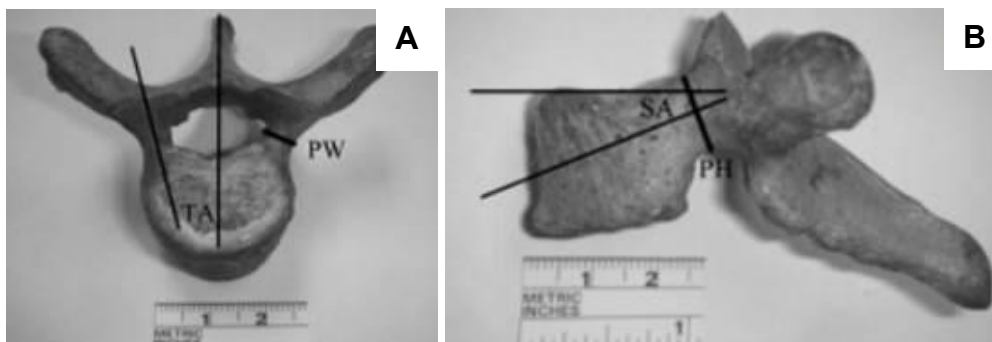
Figura 2. Corte da vértebra mostrando seção transversal do pedículo



Fonte: Defino, Vendrame, 2007.

Lien et al. (2007) realizaram uma série de medidas nas vértebras de T1 a L5 (Figura 3). Os autores verificaram que a inclinação transversal dos pedículos reduz progressivamente de T1 a T12 em seguida aumenta de L1 a L5, também observaram que a maior inclinação sagital ocorre na vértebra T2, enquanto que a menor inclinação sagital ocorre em L5.

Figura 3. Medidas realizadas dos pedículos no plano transversal (A) e plano sagital (B). TA: Inclinação transversal, PW: largura medial-lateral, SA: inclinação sagital, PH: largura crânio-caudal.



Fonte: Lien et al., 2007

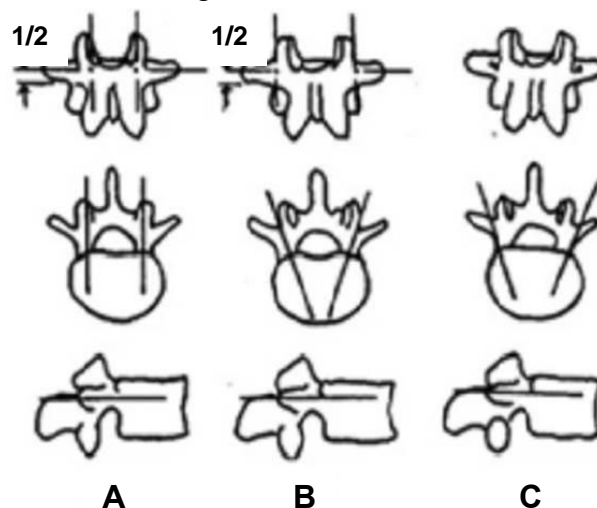
1.2. Instrumentação pedicular

A capacidade de ancoragem de um parafuso pedicular é amplamente avaliada por intermédio do ensaio mecânico de arrancamento (FLEURY et al., 2020; WEIDLING et al., 2020; PISHNAMAZ et al., 2018), o qual consiste em aplicar uma força axial, gradual, a uma taxa de deslocamento constante a um parafuso que está inserido no pedículo vertebral ou em um material sintético. A força máxima aplicada que provoca a soltura do parafuso é denominada de força de arrancamento.

Fatores diversos influenciam na resistência do parafuso ao arrancamento, dentre eles, o preparo do orifício piloto (DEFINO et al., 2019; ABRAHÃO et al., 2012), propriedades mecânicas do tecido ósseo receptor (MCANDREW et al., 2018; CHAPMAN et al., 1996), trajetória e profundidade de inserção (LIU, H., et al., 2020; LEE; AHN, 2018) e geometria dos parafusos (SENG et al., 2019), entre outros.

Diferentes pontos de entrada e trajetória de inserção dos parafusos pediculares são propostos pela literatura. Roy-Camile et al. (1986) definiram como ponto de entrada, o obtido pela intersecção da linha horizontal que passa pelo meio do processo transverso e outra vertical passando pelo meio da articulação imediatamente superior. Magerl (1984) definiu o ponto como a intersecção da linha horizontal que passa pelo meio do processo transverso e outra vertical que tangencia lateralmente a faceta articular superior. Weinstein et al. (1988) determinaram como ponto de entrada a intersecção entre os cantos inferior e lateral do processo articular superior (Figura 4).

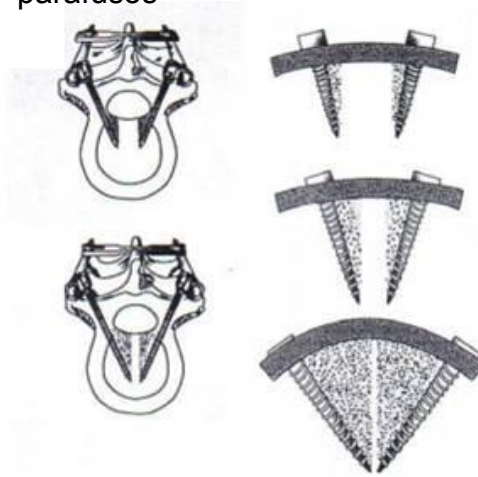
Figura 4. Pontos de entrada e trajetórias de inserção. A. técnica de Roy-Camile, B. Técnica de Magerl, C. técnica de Weinstein.



Pela técnica de Roy-Camile et al. (1986), os parafusos são posicionados sem inclinação transversal, ficando praticamente paralelos entre si, por outro lado, nas técnicas propostas por Magerl (1984) e Weinstein et al. (1988) a orientação converge para o plano médio-sagital. Com isso, o parafuso pode ser implantado com maior profundidade de inserção, além de permitir a triangulação do sistema, que proporciona maior estabilidade.

A triangulação dos parafusos proporciona maior estoque de osso sob a área de influência do parafuso, aumentando a resistência ao arrancamento (Figura 5).

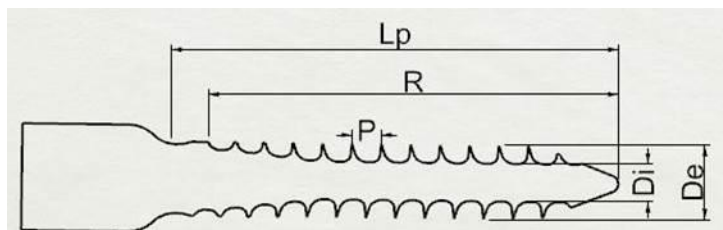
Figura 5. Efeito da triangulação dos parafusos



Fonte: Benzel, 2001

Projetos de parafusos pediculares têm sido avaliados quanto à resistência aos esforços solicitantes e poder de ancoragem (LIU, M. et al., 2020; SENG et al., 2019; VAFADAR, ROUHI, 2017). As principais medidas de um parafuso pedicular são apresentadas na Figura 6.

Figura 6. Medidas principais de um parafuso pedicular



Lp: comprimento do parafuso, R: comprimento de rosca, P: passo de rosca, Di: diâmetro interno, De: diâmetro externo. Fonte: autoria própria

Parafusos cônicos foram projetados com a finalidade de ampliar a resistência do implante à quebra e à soltura. Quanto ao seu poder de ancoragem, resultados distintos foram apresentados na literatura variando conforme o tipo de conicidade.

Lee et al. (2019) identificaram que mudanças no diâmetro interno e no ângulo de conicidade do diâmetro interno na região proximal interferem não apenas na força de arrancamento, mas também no grau de dano gerado no osso.

Kim et al. (2012), por intermédio do ensaio mecânico de arrancamento em blocos de poliuretano, constataram que parafusos com diâmetro interno cônico e diâmetro externo cilíndrico, apresentaram maior resistência ao arrancamento em relação aos de diâmetro cilíndrico.

Outros autores também relataram maior resistência ao arrancamento (TSAI et al., 2009; KRENN et al., 2008), fadiga e dobramento (BISWAS et al., 2019; SHIH et al., 2015; AMARITSAKUL et al., 2014) em parafusos de diâmetro interno com geometria cônica, quando comparados ao diâmetro interno cilíndrico.

O aumento da resistência ao cisalhamento em parafusos com “alma” cônica é atribuído ao maior diâmetro interno na região proximal, visto que este parâmetro é responsável pela neutralização de esforços de cisalhamento (KIM et al., 2012).

Além disso, o aumento progressivo da parte interna do parafuso da extremidade em direção à cabeça, promove a compressão do material ósseo ao redor do implante, elevando a resistência ao arrancamento (INCEOĞLU et al., 2005).

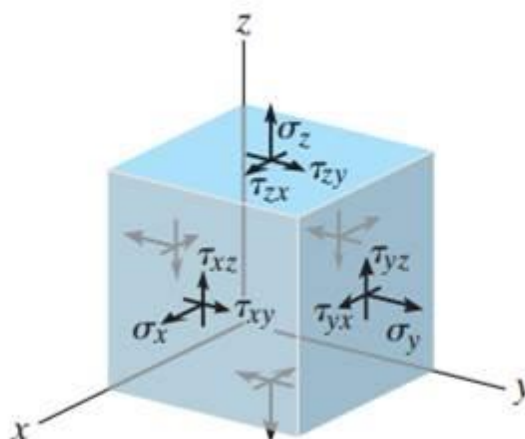
1.3. Tensão e deformação

Quando uma força externa é aplicada em um material, esforços internos são gerados em reação. O conceito de tensão é utilizado para representar os efeitos resultantes da distribuição de forças que agem sobre uma determinada área seccionada (BEER et al, 2015). Essas forças podem ser decompostas em duas direções perpendiculares entre si, uma normal e outra tangente ao plano de corte da secção transversal.

A tensão normal é definida pela força por unidade de área que age perpendicularmente à área da secção transversal. Se a força normal traciona um elemento de área ΔA ela é denominada tensão de tração, se ela comprimir o elemento, ela é chamada de tensão de compressão (BEER et al, 2015).

A tensão cisalhante é definida pela força por unidade de área que age tangente à área da seção transversal (Figura 7). Deformação é a mudança de forma e tamanho de um corpo sob a ação de forças externas (HIBBELER, 2010) e é determinada pelas forças entre as moléculas que o formam.

Figura 7. Tensões normais e cisalhantes em um elemento infinitesimal.



Fonte: Beer et al., 2015

1.4. Propriedades mecânicas dos materiais

Os ensaios mecânicos são utilizados para se determinar as propriedades mecânicas dos materiais, dentre eles, o ensaio de tração é um ensaio destrutivo no qual um corpo de prova padronizado é submetido à uma carga de tração, alongando o corpo de prova à uma taxa lenta e constante, até ele atingir o ponto de ruptura (HIBBELER, 2010) .

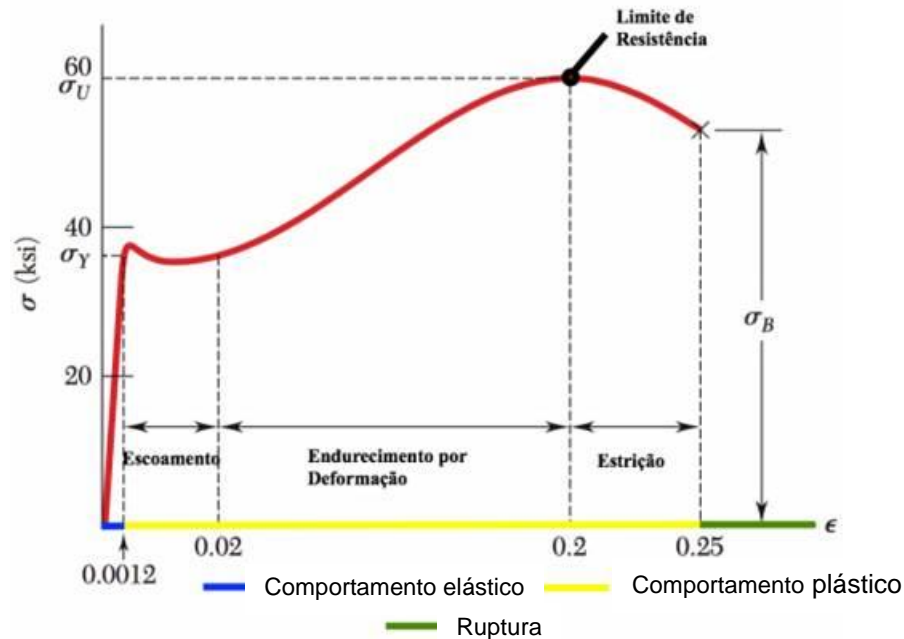
Neste ensaio, dados da carga aplicada e do alongamento no corpo de prova são registrados em gráficos tensão-deformação, sendo para tanto, realizada a conversão da força aplicada em tensão e alongamento em deformação.

O diagrama tensão-deformação é característico de cada material. Uma forma de classificar os materiais de acordo com o comportamento típico do diagrama tensão-deformação é dividi-los em materiais dúcteis ou frágeis.

Os materiais dúcteis são submetidos a grandes deformações antes da ruptura, e geralmente apresentam quatro comportamentos distintos durante o ensaio

de tração, que são: comportamento elástico, escoamento, endurecimento por deformação e estrição (Figura 8).

Figura 8. Diagrama tensão-deformação do aço carbono: exemplo de diagrama para material dúctil.



Fonte: Adaptado de Beer et al., 2015

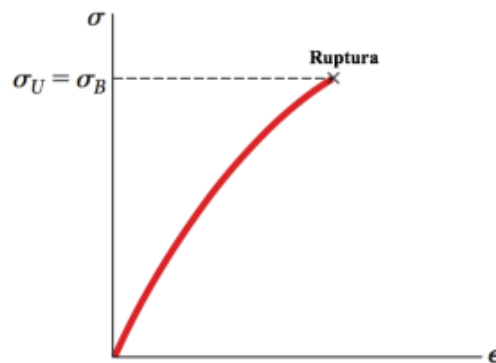
Durante comportamento elástico de qualquer material a tensão é proporcional à deformação sofrida pelo material e se a carga for removida o corpo voltará à sua forma original. No entanto, após um valor crítico de tensão, chamado de limite de escoamento, a amostra inicia um processo de deformação plástica (ou deformação permanente), a partir do qual, se retirada a carga, o corpo não terá mais capacidade de recuperar sua forma original (HIBBELER, 2010).

O escoamento do material caracteriza o início do processo de deformação plástica, nessa fase o material sofre deformação sem qualquer aumento na carga. Após escoamento do material, a deformação sofrida apresenta relação não-linear com a tensão até se alcançar um valor máximo de tensão, chamado de limite de resistência. Durante todo o ensaio enquanto o corpo se alonga a área da secção transversal diminui, essa redução é razoavelmente uniforme por todo o comprimento de referência do corpo de prova, até se alcançar o limite de resistência (HIBBELER, 2010).

No limite de resistência à área da secção transversal do corpo de prova começa a diminuir em uma região localizada do corpo de prova, em vez de em todo seu comprimento. Este fenômeno é causado por planos deslizantes formados no interior do material e as deformações reais produzidas são causadas por tensões de cisalhamento. Como resultado tende a formar-se uma constricção ou “estricção” gradativa nessa região à medida que o corpo de prova se alonga cada vez mais (HIBBELER, 2010) .

Por outro lado, materiais frágeis não resistem a grandes deformações e exibem pouco ou nenhum escoamento antes da falha (Figura 9). Nesse caso, antes da ruptura, se inicia no material uma imperfeição ou trinca microscópica, que se propaga rapidamente causando a ruptura completa. Em comparação com seu comportamento sob tração, os materiais frágeis exibem uma resistência muito mais alta à compressão axial.

Figura 9. Diagrama tensão-deformação típico de um material frágil.



Fonte: Adaptado de Beer et al., 2015

Módulo de elasticidade (E) é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. Quanto maior o módulo de elasticidade maior é a resistência do material a sofrer deformações sobre a ação de um determinado carregamento externo (HIBBELER, 2010; OPPERMANN et al., 2019).

Tanto nos materiais frágeis quanto nos materiais dúcteis, a relação entre tensão-deformação na região elástica é calculada pelo módulo de elasticidade (equação 1).

$$E = \sigma/\varepsilon \quad (1)$$

onde

σ : tensão e ε : deformação

1.5. Critérios de falhas ou critérios de ruptura

Critérios de falha são utilizados para confrontar os valores de tensão e deformação que se encontra um determinado material, sob carregamento combinado, com certas quantidades limites pré-estabelecidas que definem a falha do material (BEER et al., 2015; HIBBELER, 2010). Ou seja, são critérios estabelecidos para prever as condições de carregamento externo que podem resultar em falha do material. A falha do material ou falha estrutural pode indicar que o material sofreu ruptura tornando-se incapaz de suportar qualquer carregamento, ou que este obteve deformação permanente excessiva (OZKAYA et al., 2017).

Os materiais apresentam comportamento de falha diferente dependendo do tipo de carregamento, se é estático ou dinâmico, e da classe de material, que podem ser dúcteis ou frágeis. Em carregamentos estáticos, diferentes critérios de falha são empregados para materiais dúcteis ou frágeis. De forma geral, materiais dúcteis falham por exceder a tensão de cisalhamento, enquanto que materiais frágeis falham por exceder a tensão normal (BEER et al., 2015).

Em materiais dúcteis, como no caso de implantes metálicos, um critério de falha amplamente aplicado é o da “Teoria da energia de distorção máxima”, também conhecido como “Critério de Von Mises”. Esse critério assume que o escoamento em um material dúctil ocorre quando a energia de distorção por unidade de volume do material (energia armazenada internamente no material em consequência da ação de carregamento externo) é igual ou ultrapassa a energia de distorção por unidade de volume do mesmo material quando submetido a escoamento em um ensaio de tração simples (BEER et al., 2015; HIBBELER, 2010).

Por outro lado, em materiais frágeis, como o osso, são utilizados critérios que se baseiam nos valores de tensões máximas e mínimas principais, cujos valores absolutos são comparados com os valores de limite de resistência às tensões de tração e compressão (HIBBELER, 2010).

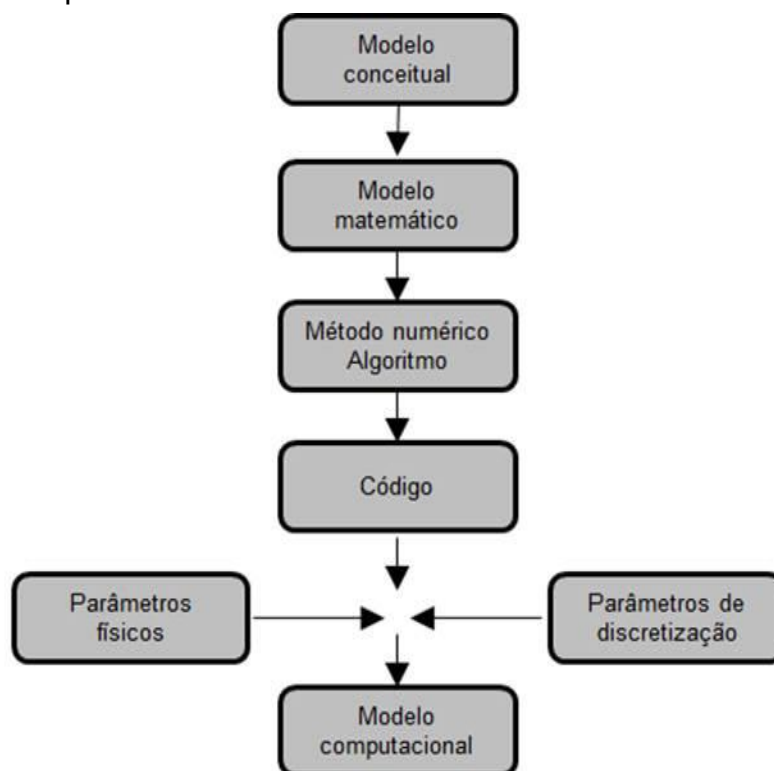
1.6. Modelagem e simulação computacional

Modelagem é o processo de construção de um modelo, e este, uma representação simplificada da realidade. Um bom modelo deve incorporar as

principais características que definem o sistema real de interesse, reduzindo complexidades que podem prejudicar sua análise (MARIA, 1997).

Um dos propósitos da modelagem de um sistema físico é o de prever seu comportamento mecânico em resposta às alterações de estímulos externos atuantes. A modelagem computacional de um sistema físico abrange uma sequência de passos, conforme indicado na Figura 10.

Figura 10. Do modelo conceitual ao modelo computacional



Fonte: Adaptado de Schwer, 2009

No modelo conceitual são realizadas as premissas e descrições dos processos físicos que representam a realidade de interesse (SCHWER, 2009). São definidos, por exemplo, a geometria do sólido, constituição material e interação do corpo com o meio circundante, identificando-se as leis físicas envolvidas no sistema e a relevância de cada uma para a análise pretendida.

Na etapa de modelagem matemática é realizada a formulação matemática do problema, isto é, são escritas as equações governantes sustentadas pelas definições da fase anterior. Por fim, o modelo matemático é implementado

numericamente, em geral, em forma de discretização numérica, algoritmos de solução e critérios de convergência (SCHWER, 2009).

Dentre possíveis métodos numéricos destinados à solução do modelo matemático, o Método dos Elementos Finitos é o mais conhecido (BRANCHEAU, 2019) e é utilizado vários *softwares* comerciais de simulação, como o *software* SimlabTM, utilizado neste trabalho.

Uma prática importante que deve ser considerada durante a análise de simulação computacional é a de investigar a validade do modelo criado. Validação é o processo de determinar o grau de precisão em que um modelo representa a realidade, com vista nos propósitos da aplicação deste modelo, e tem por objetivo avaliar sua capacidade preditiva (SCHWER, 2002; BRANCHEAU, 2019).

Técnicas de validação incluem comparar os resultados obtidos pela simulação computacional, com aqueles adquiridos por meio experimental. As comparações podem ser realizadas de forma qualitativa e quantitativa (SCHWER, 2002).

1.6.1. Método dos Elementos Finitos (MEF)

O método consiste na discretização de um meio contínuo em domínios menores, chamados de elementos, que são interligados entre si por meio de pontos, chamados de nós. Com isso, um sistema contínuo de infinitos graus de liberdade (GDL) é aproximado por uma malha, formada pela combinação de elementos e nós, com uma quantidade finita de GDL (MADENCI, GUVEN, 2015).

A quantidade total de GDL em uma malha corresponde ao número de equações que serão resolvidas internamente pelo *software* que depende do tipo de elemento, família do elemento e do tipo de análise (BRANCHEAU, 2019).

Em uma análise estrutural os GDL correspondem aos deslocamentos dos nós (MADENCI, GUVEN, 2015). Nesta condição, um nó pode apresentar até 6 graus de liberdade, 3 de translação (U_x, U_y, U_z) e 3 de rotação ($\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z$) (BRANCHEAU, 2019).


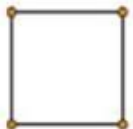


Os cálculos derivados da formulação matemática do problema são realizados apenas sobre os nós e em seguida, os resultados são interpolados para todo o domínio. Ou seja, o comportamento em um local arbitrário em um elemento, por exemplo dentro do elemento, é derivado dos comportamentos dos nós associados a partir de funções de interpolação (BI, 2019).

As funções de interpolação normalmente utilizadas no método dos elementos finitos são polinomiais. Quando o polinômio de interpolação é de ordem um, o elemento é denominado elemento linear, se for de ordem 2 ou mais, o elemento é conhecido como elemento de ordem superior. Quanto maior a ordem do polinômio, maior será a precisão dos resultados. Na maioria das aplicações práticas, a ordem do polinômio de interpolação é igual a 1, 2 ou 3 (RAO, 2018).

Para os elementos de ordem superior, nós secundários são introduzidos nas bordas laterais ou até mesmo no interior do elemento, além dos nós primários localizados nos vértices (RAO, 2018).

Em elementos de superfície (*shell element*), são de primeira ordem aqueles que possuem 3 ou 4 nós e de ordem superior os de 6 ou 8 nós, conforme indicado no Quadro 1 que abrange elementos usualmente aplicados na prática (BRANCHEAU, 2019).

Quadro 1. Elementos de superfície: tipo de elemento e função de interpolação

Tipo de elemento	Função de interpolação (deslocamento)
 TRI 3	$u = a_0 + a_1x + a_2y$ 3 nós, 3 coeficientes, função linear
 QUAD 4	$u = a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy$ 4 nós, 4 coeficientes, função linear
 TRI 6	$u = a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4y^2 + a_5xy$ 6 nós, 6 coeficientes, função parabólica
 QUAD 8	$u = a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy + a_4x^2 + a_5y^2 + a_6x^2y + a_7xy^2$ 8 nós, 8 coeficientes, função parabólica

Fonte: Adaptado de Brancheau, 2019

Dentre os elementos apresentados, o triangular TRI3 foi o primeiro a ser desenvolvido para análise por elementos finitos, quando os cálculos ainda eram realizados manualmente. Este possui limitações significativas e apresenta elevado potencial de erro em análises estruturais, por isso deve ser substituído por outros elementos mais precisos, como o QUAD4 ou de ordem superior (BRANCHEAU, 2019).

Quanto maior a quantidade de pontos de cálculo (nós) em uma malha, maior é a precisão do modelo, entretanto malhas com elevado refinamento requerem maior capacidade computacional e maior tempo de solução, cabendo ao analista manter o equilíbrio entre o refinamento de malha e nível desejado de precisão dentro dos recursos de *hardware* disponíveis (BRANCHEAU, 2019).

1.6.2. Etapas em uma simulação por Elementos Finitos

A solução de problemas por elementos finitos envolve uma sequência de passos que podem ser resumidos em três etapas: pré-processo, solução e pós-processo.

1.6.2.1. Pré-processo

A etapa de pré-processo engloba a modelagem do sistema de fato, e é executada pelo analista. Nesta, deve-se definir a geometria do modelo; caracterizar e gerar a malha de elementos finitos; determinar as propriedades dos materiais envolvidos; aplicar o fenômeno físico de interesse, as condições de contorno e estabelecer o tipo de análise (BRANCHEAU, 2019).

a. Geometria do modelo

No campo da biomecânica computacional, a geometria de estruturas anatômicas pode ser extraída de imagens médicas, que são normalmente armazenadas em protocolo de comunicação DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).

O DICOM é o padrão utilizado para comunicação e gerenciamento de informações de imagens médicas e dados correlatos, possibilitando interoperabilidade com outros dispositivos médicos e sistemas de informação, além

de facilitar a troca de informações entre equipamentos de imagens médicas (AMORIM et al., 2015).

Dentre os métodos de obtenção das imagens médicas necessárias, é muito comum o uso de exames provindos de Tomografia Computadorizada para se trabalhar com modelagem pelo método dos elementos finitos.

A Tomografia computadorizada é um método diagnóstico que permite uso de raios-x para obtenção de imagens corporais na forma de cortes transversais em vários planos utilizando *softwares* específicos. As imagens são obtidas em cortes e quando combinadas são utilizadas para realizar a reconstrução tridimensional da estrutura em análise (WILK, 2019).

Uma vez realizada a reconstrução das imagens, técnicas de segmentação devem ser aplicadas para isolar as estruturas anatômicas de interesse dos outros tecidos (BANKMAN, 2000).

O processo de reconstrução e segmentação de imagens médicas é realizado com o auxílio de *softwares* específicos, dentre eles, o *software* InVesalius™ é de livre acesso e possui uma série de ferramentas para visualização e manipulação de imagens médicas (AMORIM et al., 2015).

No InVesalius™, as imagens em protocolo de comunicação DICOM são importadas e reconstruídas em estruturas tridimensionais, permitindo a manipulação. Após a segmentação do volume gerado, o componente anatômico de interesse pode ser exportado em formato *STL (stereolithography)*, utilizando *softwares* CAD (Computer Design Aided) (AMORIM et al., 2015).

b. Criação de malha

A discretização de corpos sólidos, isto é, a divisão do volume contínuo em elementos e nós (BERN, PLASSMANN, 2000) pode ser realizada diretamente por elementos de volume (elementos 3D) ou em duas etapas, onde primeiro é criada uma malha de superfície e a partir dela, a malha volumétrica. Isso permite maior flexibilidade de manejo durante o processo de discretização.

As malhas superficiais são criadas utilizando elementos de superfície. A escolha do elemento empregado deve se apoiar em uma série de fatores como o tipo de análise, geometria do modelo e requisitos computacionais.

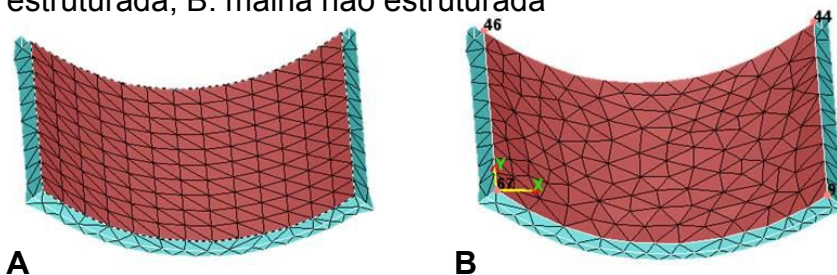
Dentre os principais elementos apresentados no Quadro 1, o triangular de 3 nós não é apropriado para análises estruturais, mas pode ser aplicado em outros tipos de análise sem erros significativos (BRANCHEAU, 2019).

De modo geral, utilizar elementos não lineares (de ordem superior) aumenta a precisão dos resultados obtidos com a simulação (BI, 2019).

Dentre os elementos de superfície de segunda ordem, o quadrilátero de 8 nós (QUAD 8), apresenta 2 pontos adicionais de cálculo em relação ao triangular de 6 nós (TRI 6) e com isso alcança resultados mais precisos. Entretanto, em uma análise estrutural, o elemento triangular é preferível ao quadrilátero em malhas que apresentam transição entre regiões de maior e menor refinamento; em malhas volumétricas que utilizam elementos tetraédricos e em modelos de geometrias complexas, que são modeladas com maior fidelidade por elementos triangulares (BRANCHEAU, 2019).

Uma malha pode ser do tipo estruturada, não-estruturada (livre) ou mista. Em malhas estruturadas os elementos são distribuídos de forma regular, em estrutura de linhas e colunas, por outro lado, malhas livres não apresentam um padrão definido de distribuição dos elementos, e por fim, a malha mista é formada pela combinação dessas duas categorias (Figura 11).

Figura 11. Geração de malha superficial: A. malha estruturada, B. malha não estruturada



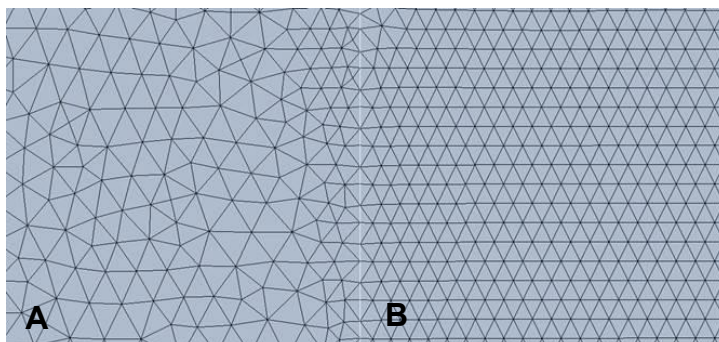
Fonte: ferramenta help do *software* SimlabTM

As malhas estruturadas exigem menor quantidade de memória computacional e possuem implementação mais simples, entretanto não são apropriadas para geometrias complexas, nesse caso são utilizadas malhas livres ou mistas (BERN, PLASSMANN, 2000).

Uma vez selecionado o elemento a ser utilizado, o próximo passo consiste em definir a densidade de malha.

Dada uma superfície de interesse, quanto menor o tamanho do elemento, maior será a: densidade de elementos (Figura 12), quantidade de nós, tempo de processamento computacional em uma mesma máquina, e maior a precisão dos resultados. Malhas grosseiras apresentam elementos de maior tamanho, menor tempo de processamento e menor precisão nos resultados (LIU, GLASS, 2013; DUTT, 2015).

Figura 12. Densidade de malha: A. Malha grosseira, B. Malha refinada



Fonte: autoria própria

Quando o tempo de processamento é um requisito de projeto ou frente às limitações de *hardware*, recomenda-se utilizar maior refinamento de malha em áreas críticas (locais onde ocorrem maiores concentrações de tensões) ou em áreas de interesse de análise, mantendo uma malha mais grosseira nas outras regiões (BRANCHEAU, 2019).

A escolha do refinamento da malha também se baseia no tipo de análise a ser realizada, a qual determina a formulação matemática do problema. As análises com formulações mais complexas alocam mais tempo e exigem maiores recursos de *hardware* para serem processadas, considerando uma determinada quantidade de elementos e nós (BRANCHEAU, 2019).

Uma análise linear estática, por exemplo, pode ser resolvida em curto tempo contendo grandes quantidades de elementos e nós, por outro lado, análise do tipo não linear, análise de colisão, dinâmica dos fluidos ou ainda estudos dinâmicos alocam mais tempo, requerendo melhor controle no refinamento de malha (BRANCHEAU, 2019).

c. Definição do tipo de análise

Uma análise é estática quando as forças atuantes e os efeitos dos esforços são invariantes com o tempo ou em uma condição de equilíbrio (BRANCHEAU, 2019). Por outro lado, ela é dinâmica se existe dependência das variáveis com relação ao tempo, exemplos comuns de modelos dinâmicos são: análise de fadiga, estudos vibracionais de estruturas mecânicas e processos transientes de transferência de calor (BI, 2019).

Pode-se considerar uma análise do tipo estática quando os esforços externos são aplicados lentamente e de forma gradual, mantendo-se constante ao atingir uma magnitude máxima. Neste caso, as forças inerciais e de amortecimento podem ser negligenciadas devido à baixa aceleração e velocidade.

Além da característica estática ou dinâmica do problema estudado, ele também pode ser considerado linear ou não-linear. Um modelo linear considera que as tensões e deformações geradas são proporcionais ao carregamento aplicado, e que não ocorrerá deformação permanente (deformação plástica) ao remover a carga incidente (BEER et al., 2015).

A escolha do tipo de análise aplicada deve ser realizada com base no comportamento alvo do objeto de estudo (*output*) em resposta a ação de um determinado evento físico (*input*).

Em um estudo estrutural destinado a estimar o risco à falha sob carregamento, por exemplo, é apropriado considerar o comportamento linear elástico do material. Por outro lado, caso seja objeto de estudo investigar a capacidade de absorção de energia de um corpo após a deformação permanente, o comportamento elástico-plástico deve ser considerado (YANG, 2018).

Na análise do tipo linear e estática, embora não forneça informações referente à natureza da quebra, ela exhibe em cada material os locais submetidos a elevadas tensões, propensos à falha (BRANCHEAU, 2019) e é normalmente utilizado em situações cujo objetivo é o de verificar o risco estrutural à falha.

d. Especificação das propriedades dos materiais

Uma série de propriedades podem ser especificadas para cada material em um modelo computacional, sendo que cada uma possui maior ou menor relevância dependendo do objetivo de estudo.

Em uma análise linear e estática de materiais isotrópicos, por exemplo, apenas duas propriedades são necessárias para descrever completamente o comportamento do material, que são: o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson (BRANCHEAU, 2019; YANG, 2018).

Os materiais isotrópicos são caracterizados por apresentar as mesmas propriedades mecânicas em todas as direções, sentidos e locais de observação. Para os materiais anisotrópicos, as suas propriedades mecânicas variam com direções, sentidos e locais de observação (BEER et al, 2015).

O coeficiente de Poisson fornece informações sobre a deformação transversal de determinado material com relação a sua deformação longitudinal, em virtude de uma força axial aplicada. Em materiais homogêneos e isotrópicos, a deformação é a mesma para qualquer direção transversal (BEER et al., 2015).

e. Aplicação de forças e restrições

As forças e restrições de movimento empregadas no modelo dependem do tipo de análise desejado e devem representar as condições físicas reais na qual se encontra o objeto de estudo. As restrições de movimento podem ser aplicadas tanto em translação quanto em rotação, em todas as direções ou apenas em direções selecionadas e podem ser aplicadas em nós ou malhas superficiais do modelo (BRANCHEAU, 2019; BI, 2019).

1.6.2.2. Solução

Nessa etapa é realizada a formulação matemática e solução numérica, conforme informações do arquivo de entrada fornecido ao *solver*. O tempo de processamento pode ser maior ou menor dependendo da complexidade do modelo (BRANCHEAU, 2019; BI, 2019). *Solvers* são *softwares* responsáveis em solucionar as equações matemáticas oriundas da modelagem do sistema, e são implementados dentro dos programas destinados a simulação computacional por elementos finitos. Neste trabalho o *solver* utilizado é chamado OptiStruct.

1.6.2.3. Pós-processo

No pós-processo são apresentados os resultados da simulação por meio de uma escala de cores que estão associadas à intensidade das variáveis em análise,

as quais, em uma análise estrutural são dadas pelas tensões e deslocamentos internos do modelo.

Em materiais dúcteis, como os implantes metálicos utilizados no sistema de fixação vertebral, os esforços internos no material em resposta a uma solicitação externa são avaliados por intermédio da tensão de Von-Mises. Por outro lado, o estado de tensões em materiais frágeis, como o osso, deve ser verificado por meio das tensões máximas e mínimas principais (OZKAYA et al., 2017; HIBBELER, 2010).

Ao analisar as tensões principais máxima ou mínima, os valores positivos indicam esforço solicitante de tração, enquanto que os valores negativos indicam esforços de compressão (WALVEKAR, 2017; MATSUNAGA et al., 2008;). Normalmente, a tensão principal máxima é utilizada para avaliar a faixa de valores referente às tensões de tração, enquanto a tensão principal mínima é aplicada para se avaliar a faixa de valores referente às tensões de compressão.

Após a simulação, os resultados obtidos devem ser interpretados e se concebível, validados por intermédio de técnicas experimentais. Caso esses sejam divergentes dos obtidos pela estratégia de validação selecionada, a malha deve ser reavaliada, repetindo as etapas anteriores (pré-processo e solução), até que os resultados da simulação sejam validados.

Segundo Brancheau (2019) desvios de 10% a 15% entre os resultados da simulação e os resultados experimentais denotam uma boa correlação e são aceitáveis para validar o modelo.

Dentre as possibilidades de técnicas de validação, a Fotoelasticidade se destaca por possibilitar a visualização de níveis de tensões internas geradas no modelo em resposta à uma carga aplicada, permitindo uma comparação direta com os resultados de distribuição de tensões geradas nas malhas do modelo pelo MEF.

1.6.3. Aplicação do MEF em pesquisas da coluna lombar

As simulações computacionais, utilizando o MEF favorecem o desenvolvimento de pesquisas voltadas ao estudo da biomecânica da coluna vertebral, não só pela simplificação de aspectos burocráticos, permitindo independência de peças anatômicas ou materiais sintéticos, como também pela

redução de custos com aquisição de materiais em análises experimentais e otimização do tempo despendido em ensaios que precisam ser repetidos múltiplas vezes. Além disso, também permite a análise de parâmetros que não podem ser facilmente medidos, como a distribuição das tensões internas de um objeto (OPPERMANN et al., 2019; FAGAN et al., 2002;).

O método dos elementos finitos tem sido aplicado em estudos da coluna lombar com diferentes propósitos, dentre eles: para estudar o comportamento biomecânico da coluna lombar saudável em condição de carregamentos normais (XU et al., 2016); analisar influência de diferentes trajetórias de inserção na ancoragem de parafusos pediculares (SONG et al., 2021; NEWCOMB et al., 2016; MATSUKAWA et al., 2015) analisar a performance de parafusos com diferentes geometrias sob condições de carregamento diversas (BISWAS et al., 2019; VAN DEN ABEELE et al., 2018), entre outros.

As simplificações e considerações de modelagem dependem do analista e devem ser fundamentadas no objetivo da pesquisa.

Caso seja relevante à pesquisa considerar a ocorrência de deformação plástica do tecido ósseo, a simulação deve ser do tipo não-linear (TAKENAKA et al., 2020; MATSUKAWA et al., 2017).

Quando se tem como propósito examinar a resposta do tecido ósseo a um determinado carregamento em função de sua microestrutura, anisotropia e heterogeneidade, essas características devem ser consideradas no modelo (TAKENAKA et al., 2020; MATSUKAWA et al., 2017).

Por outro lado, se o propósito da pesquisa não está diretamente relacionado às características do tecido ósseo, é uma prática comum modelar os ossos trabecular e cortical como materiais homogêneos e isotrópicos (DA SILVA et al., 2021; KWON et al. 2020; XU et al., 2019; NEWCOMB et al., 2016).

Dado o comportamento de carga-deslocamento ou tensão-deformação de um determinado material, a simulação pode ser considerada linear se a carga aplicada for menor que a resistência do material àquele tipo de sollicitação (GOELKE, 2018).

No caso de arrancamento de parafusos pediculares em modelos vertebrais, diferentes estudos consideraram simulação em região elástica ao se aplicar forças menores que a força de arrancamento, momento em que ocorre a falha do tecido

ósseo e soltura do parafuso, como nos trabalhos realizados por Silva et al. (2021), Known et al (2020) e Newcomb et al. (2016).

Silva et al. (2021) estudaram diferentes posições de um parafuso pedicular no interior da vértebra, a fim de determinar a trajetória responsável por menores níveis de tensões no osso. Para tanto, os autores consideraram uma força axial no sentido de arrancamento do parafuso no valor de 400 N, sendo a simulação realizada na região elástica, em um modelo de vértebra L4.

Kwon et al. (2020) consideraram simulação na região elástica ao aplicar força axial de arrancamento com valor igual a 600 N, com o intuito de analisar o desempenho de uma nova geometria de parafuso em modelo de vértebra L4.

Por fim, Newcomb et al. (2016) realizaram simulação em região elástica ao aplicar força axial de arrancamento de intensidade igual a 500 N, analisando a influência de diferentes trajetórias de inserção sob as tensões geradas em um modelo de vértebra L4.

1.7. Fotoelasticidade

A Fotoelasticidade é um método experimental que utiliza efeitos ópticos para análise de tensões e deformações em modelos constituídos por materiais fotoelásticos.

Os materiais fotoelásticos são materiais não cristalinos, naturalmente transparentes e opticamente isotrópicos, que sob carregamento se tornam birrefringentes. O efeito da birrefringência é temporário, isto é, em regime elástico, persiste apenas enquanto há carregamento, inexistindo na ausência de cargas. (FREDDI et al., 2015).

A birrefringência se caracteriza pela divisão de um vetor luminoso incidente em duas componentes harmônicas que vibram em planos ortogonais, porém com velocidades diferentes, conduzindo a uma defasagem entre elas. Diz-se que cada componente apresenta polarização plana, pois oscila em um único plano (RAJAGOPAL, 2015).

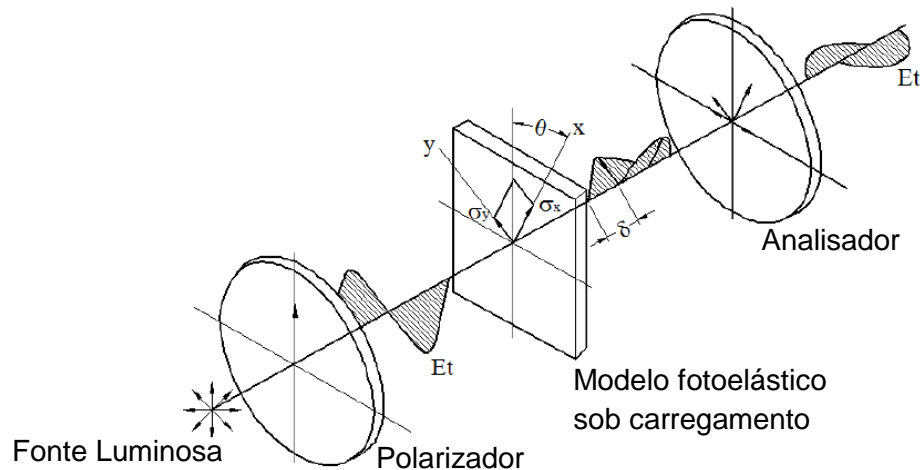
Quando os materiais fotoelásticos estão sob carregamento, há uma alteração dos índices de refração nas direções das tensões principais, que é diretamente

proporcional à força aplicada. Essa modificação dos índices de refração determina o comportamento birrefringente destes materiais (RAJAGOPAL, 2015).

Na fotoelasticidade de transmissão plana, o efeito da birrefringência induzida no modelo fotoelástico é observado pela emissão de uma luz polarizada sobre o modelo em um equipamento chamado polariscópio de transmissão (RAZUMOVSKY, 2011).

Em sua configuração mais simples, um Polariscópio de transmissão plana é um equipamento constituído por uma fonte luminosa e dois filtros polarizadores planos, o primeiro é chamado de “polarizador” e o segundo, orientado 90° em relação ao primeiro, de “analisador” (Figura 13).

Figura 13. Representação de um polarizador plano.



Fonte: Adaptado de Measurements Group, 1981

O modelo fotoelástico bidimensional deve ser posicionado entre os filtros polarizadores. Em uma condição sem carregamento, a luz polarizada pelo filtro polarizador atravessará o modelo sem sofrer distúrbios e será bloqueada pelo filtro analisador. Entretanto, ao aplicar uma força sobre o modelo fotoelástico o comportamento birrefringente induzido modificará a polarização da luz incidente sobre ele, permitindo a identificação pelo analisador (UTTER, 2010).

No analisador é possível visualizar padrões de franjas formados como consequência da interferência entre os feixes luminosos resultantes da birrefringência do material (UTTER, 2010).

Dois padrões de franjas são observados no modelo: as franjas isocromáticas e isoclínicas. Na fonte de luz branca, as isoclínicas são negras, enquanto as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações, dependendo da ordem de franja. Na luz monocromática, ambos os sistemas são negros (RAJAGOPAL, 2015).

As franjas isocromáticas são formadas pela união dos pontos que possuem as mesmas diferenças de tensões principais. As isoclínicas correspondem aos lugares geométricos dos pontos cujas direções principais coincidem com as direções de polarização do Polariscópio. Os valores das tensões principais são obtidos girando-se o conjunto de filtros polarizador/analizador em relação ao modelo (RAJAGOPAL, 2015).

Segundo Freddi et al. (2015) um material fotoelástico ideal deve apresentar características como: transparência, ausência de efeito de borda, elevada sensibilidade à tensões e deformações, resposta mecânica e ótica linear, isotropia mecânica e ótica, coeficiente de Poisson semelhante à do objeto de análise, módulo de elasticidade elevado, fácil usinagem e deve ser livre de tensões residuais.

A ordem de franja inteira em um ponto do modelo pode ser determinada fotografando o modelo ou traçando em papel os valores correspondentes a fases múltiplas do comprimento de onda da luz utilizada. No caso da luz branca, o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja inteiras, onde a cor preta representa ordem de franja zero, a cor violeta representa ordem de franja 1, a transição entre violeta e azul corresponde a ordem de franja número 2, a transição entre cor vermelho e verde corresponde à ordem de franja número 3. (BERNARDES et al., 2003).

A tonalidade destas ordens de franjas pode variar em função do material fotoelástico utilizado. Com isso, a análise fotoelástica é uma técnica que transforma estresses existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominados franjas (TORRES, 2005). Quanto maior a ordem de franja, maior será a intensidade das tensões e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior é a concentração de tensões (FRENCH et al., 1989).

Uma vez apresentado esta revisão literária, todo conhecimento adquirido parece não responder aos questionamentos: 1- Comparando um parafuso de conicidade proximal (próximo à cabeça) à outro de conicidade distal (próximo da

pónta), qual geometria propiciará maiores tensões sob arrancamento? 2- Quais regiões da interface osso-parafuso estarão sujeitas às tensões críticas? Em resposta a essas perguntas, fundamentam-se as hipóteses deste trabalho.

HIPÓTESES

2.0. HIPÓTESES

a. Pergunta-se: Qual geometria das roscas do parafuso pedicular propiciará maiores tensões no material, sob arrancamento?

H₁: O parafuso com conicidade proximal (próximo a cabeça), sob força axial de arrancamento, provocará maiores tensões comparado ao parafuso de conicidade distal.

b. Pergunta-se: Quais as regiões da interface osso-parafuso estarão sujeitas às tensões críticas?

H₁: Os valores máximos de tensões geradas na interface osso-parafuso devido à força axial de arrancamento estarão dispostas na região do pedículo e os valores mínimas, no corpo vertebral.

OBJETIVOS

3.0. OBJETIVOS

3.1. Objetivo geral

Avaliar o comportamento mecânico de dois tipos diferentes parafusos pediculares em modelos de uma vértebra humana L5, submetidos à força axial de arrancamento, utilizando o Método dos Elementos Finitos e técnica da Fotoelasticidade.

3.2. Objetivos específicos

- Validar os modelos computacionais pelo método experimental da Fotoelasticidade;
- Analisar as tensões geradas na interface osso-parafuso em toda a extensão do implante pelo método dos elementos finitos.
- Identificar e comparar os pontos críticos, de maior tensão, para cada parafuso pelo método dos elementos finitos.

MATERIAIS E MÉTODOS

4.0. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Aspectos éticos

Para execução deste trabalho, foi solicitado ao Comitê de Ética do HCFMRP-USP, a dispensa do termo de consentimento informado livre e esclarecido por se tratar de trabalho retrospectivo de análise de imagens arquivadas digitalmente sem intervenção ou influência no seguimento ou no tratamento do paciente cujo exame foi selecionado.

O projeto de pesquisa foi aprovado com número do registro na plataforma Brasil - CAAE: 14919219.0.0000.5440.

4.2. Materiais

4.2.1. Tomografia Computadorizada

Foram adquiridas imagens de tomografia computadorizada da região lombar (L1-L5) de um adulto do sexo masculino, 26 anos, sem patologias vertebrais, em exames previamente realizados no Serviço de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. O exame foi realizado no tomógrafo modelo Sensation64 (SiemensTM), com espessura de corte de 0,6 mm e resolução de 512 x 512 pixels.

4.2.2. Parafusos

Foram utilizados dois parafusos com conicidades distintas. O primeiro é o parafuso de aço inoxidável (norma F-138), modelo CD Horizon® (Sofamor Danek, Memphis, USA), classificado neste trabalho como COP, devido à conicidade proximal. Esse parafuso apresenta o diâmetro externo cilíndrico em todo o comprimento e o diâmetro interno é parcialmente cônico, com alargamento na região próxima à cabeça.

O outro parafuso, é de Liga de Titânio, modelo Expedium® (DePuy Spine, Leeds, Inglaterra), classificado como COD, devido à conicidade distal (na ponta). Esse parafuso apresenta um estreitamento nos diâmetros interno e externo na região próxima a ponta do parafuso, mantendo os dois diâmetros cilíndricos no comprimento de rosca restante.

4.2.3. PLA (Polímero em Ácido Poliláctico)

Todas as impressões tridimensionais utilizadas neste trabalho foram realizadas em filamentos de PLA (polímero em ácido poliláctico), na impressora 3D modelo Creator Pro do fabricante Flashforge® do Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP.

4.2.4. Resina Fotoelástica e borracha de silicone

Foram utilizadas resina epóxi flexível (modelo G4 da fabricante Polipox®) para confecção dos modelos fotoelásticos e borracha de silicone azul (Polglass®) para confecção do molde negativo, dentro do qual foram despejado a resina epóxi flexível , para confecção do modelo fotoelástico.

4.2.5. Polariscópio

O Polariscópio utilizado para as análises fotoelásticas se encontra adaptado em uma Máquina de Ensaio EMIC®, desenvolvido e modificado na Oficina de Precisão do Campus da USP de Ribeirão Preto, pertencente ao Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP.

4.3. Métodos

4.3.1. Desenho tridimensional da vértebra lombar L5

As imagens tomográficas em padrão de comunicação DICOM, foram importados para o *software* InVesalius™ e aplicou-se o recurso de segmentação por *Threshold*, com isso, o osso cortical e trabecular foram selecionados como regiões de interesse e isolados de outros tecidos.

Após definida a região de interesse, foi gerado o volume correspondente, conforme indicado na Figura 14, e este exportado para o formato STL (*stereolithography*).

Figura 14. Volume gerado após segmentação.

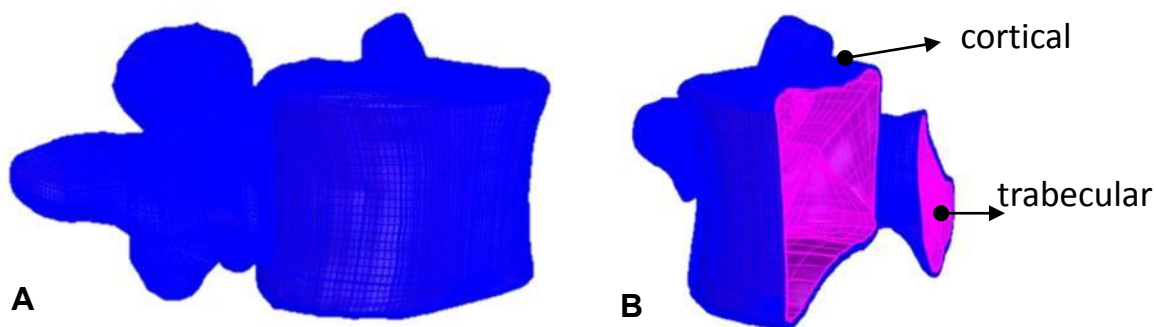


Fonte: Autoria própria

O arquivo em STL foi importado e manipulado no *software* de modelagem tridimensional Rhinoceros™, isolando o objeto referente à vértebra L5.

Em seguida, foram traçados planos auxiliares em diferentes direções, capturando as linhas de interseção entre cada plano e o objeto, tanto para a região de osso trabecular, quanto para o osso cortical. Essas linhas foram utilizadas como *input* de uma função de construção de superfícies, obtendo as superfícies referentes ao osso cortical e trabecular (Figura 15).

Figura 15. Desenho tridimensional da vértebra L5. A. Completo, B. Vista em corte destacando superfícies referentes ao osso cortical e trabecular.



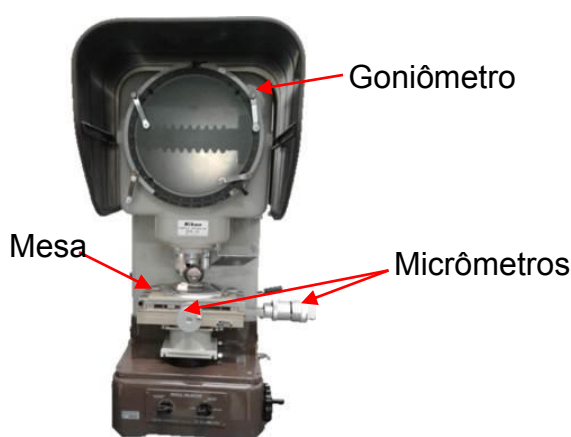
Fonte: autoria própria.

4.3.2. Levantamento dimensional dos parafusos

As medidas dos parafusos foram obtidas, a fim de garantir maior fidelidade das medidas dos desenhos tridimensionais de cada parafuso, visto que as informações geométricas fornecidas pelos fabricantes se referem apenas ao comprimento de rosca e diâmetro externo dos parafusos, e ainda esses podem apresentar variações devido à tolerância do processo de fabricação de cada parafuso.

As dimensões dos parafusos foram obtidas com o auxílio do Projetor de Perfil (Figura 16) Modelo 6C (Nikon™ – Kanagawa, Japão) do Laboratório de Metrologia do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (DMDP – FORP/USP).

Figura 16. Projetor de Perfil



Fonte: autoria própria.

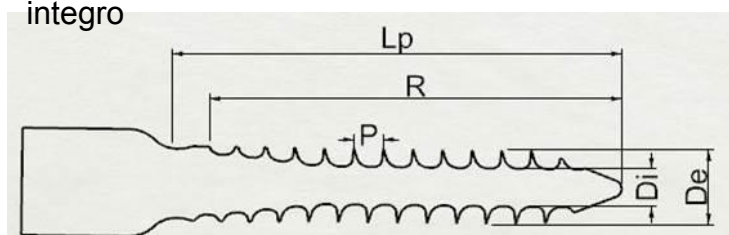
Este equipamento possui uma mesa de coordenadas móvel com dois cabeçotes micrométricos, ou duas escalas lineares, posicionados a 90°. A peça a ser medida é posicionada sobre a mesa e amplificada na tela do projetor, permitindo observar os detalhes. As medidas lineares são realizadas ao deslocar a mesa por meio dos cabeçotes micrométricos, referenciando-se a geometria por linhas perpendiculares presentes na tela de projeção. As medidas angulares são realizadas utilizando o goniômetro acoplado na tela de projeção. As medidas dos parafusos foram realizadas em duas etapas.

4.3.2.1. Primeira Etapa – Leituras em parafusos íntegros

A medida do comprimento do corpo do parafuso foi realizada utilizando um paquímetro digital, todas as outras medidas foram obtidas no Projetor de Perfil, conforme descrito a seguir.

O parafuso foi posicionado com rosca paralela à mesa do projetor e foram obtidas as medidas do comprimento de rosca (R), passo de rosca (P), diâmetro interno na região cilíndrica (Di), diâmetro externo na região cilíndrica (De), comprimento (Lc) e ângulo de conicidade (α) na região cônica de cada parafuso (Figura 17).

Figura 17. Medidas realizadas no parafuso integro



Lp: comprimento do parafuso, R: comprimento de rosca, P: passo de rosca, Di: diâmetro interno, De: diâmetro externo. Fonte: autoria própria.

Para medir o comprimento de rosca, posicionou-se a cabeça do parafuso de forma paralela à linha de referência vertical, movimentou-se a mesa até que o início da rosca próxima a cabeça se alinhasse com a referência vertical, realizou-se a leitura do micrômetro lateral do projetor. A mesa foi movimentada até que a ponta do parafuso se alinhasse à linha de referência. Leu-se novamente o micrômetro e subtraíram-se os valores, obtendo-se a medida do comprimento da parte rosqueada.

Para medir o passo de rosca, movimentou-se a mesa até que a extremidade direita da rosca coincidissem com o encontro das linhas de referência. Leu-se o micrômetro lateral. Em seguida, a mesa foi deslocada até que a origem coincidissem com a extremidade direita da rosca subsequente. Leu-se novamente o micrômetro lateral. Subtraíram-se os valores, obtendo-se o passo de rosca.

Em seguida, alinhou-se o diâmetro externo, na região cilíndrica, com a referência horizontal da tela de projeção, posicionando-se a região mais externa do diâmetro externo junto à linha de referência. Realizou-se a leitura do micrômetro frontal do projetor. Movimentou-se a mesa, por intermédio do micrômetro frontal, até que a outra extremidade do diâmetro externo se alinhasse à linha de referência. Leu-

se novamente a coordenada do micrômetro. Subtraíram os valores, sendo este resultado a medida do diâmetro externo.

Realizou-se o mesmo procedimento para a mensuração do diâmetro interno, com o posicionamento da linha de referência no diâmetro interno.

O comprimento de conicidade do parafuso COP foi medido alinhando-se o diâmetro interno do parafuso, na região cilíndrica, com a linha de referência horizontal da tela de projeção e o início da rosca próxima a cabeça, com a linha de referência vertical, realizou-se a leitura do micrômetro lateral do projetor. Movimentou-se a mesa até que a referencia vertical coincidissem com o ponto onde se inicia a inclinação do diâmetro interno. Leu-se novamente o micrômetro e subtraíram-se os valores.

O comprimento de conicidade do parafuso COD foi medido alinhando-se o diâmetro externo do parafuso, na região cilíndrica, com a linha de referência horizontal da tela de projeção e a ponta do parafuso, com a linha de referência vertical, realizou-se a leitura do micrômetro lateral do projetor. Movimentou-se a mesa até que a referência vertical coincidissem com o ponto onde se inicia a inclinação dos diâmetros interno e externo. Leu-se novamente o micrômetro e subtraíram-se os valores.

Para leitura dos ângulos de conicidade nos parafusos COP e COD, o ponto de início da inclinação foram posicionados na origem. Girou-se o goniômetro acoplado à tela de projeção, de forma que a linha inicialmente horizontal (alinhada na região cilíndrica com o diâmetro interno no parafuso COP e com o diâmetro externo no parafuso COD) se alinhasse com a inclinação de cada diâmetro. Realizou-se a leitura do goniômetro.

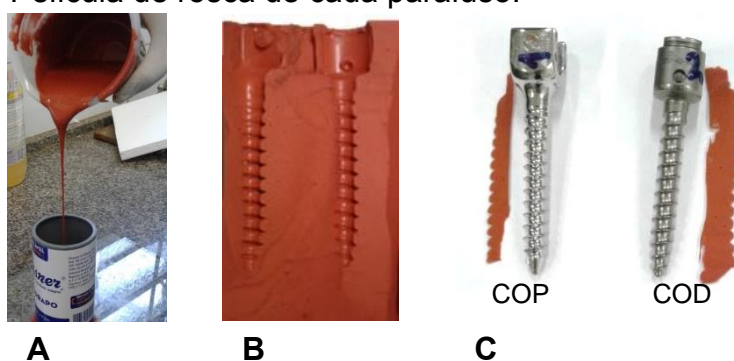
Os valores obtidos estão apresentados no Quadro2 do item 5.1 referente aos resultados.

4.3.2.2. Segunda Etapa – Leituras em moldes seccionados

Para realizar as medidas referentes ao perfil de rosca dos parafusos, foi necessário realizar o corte de moldes das roscas, de forma a se evitar a sobreposição de imagem no projetor de perfil e consequente erro de leitura.

Com esta finalidade, os parafusos foram fixados no interior de um recipiente cilíndrico, dentro do qual foi despejado silicone líquido de alta densidade (Figura 18-a). Com o auxílio de um bisturi a moldagem foi seccionada ao meio (Figura 18-b), e uma fina película foi retirada (Figura 18-c). Nesta etapa foram realizadas as medidas da altura de rosca (H), espessura do filete de rosca (S), ângulo proximal (próximo a cabeça) (α_p) e ângulo distal (próximo a ponta) (α_d). Os raios proximais (r_p) e distais (r_d) foram calculados.

Figura 18. Moldagem do perfil de rosca dos parafusos. A. Preparo do molde, B. Corte do molde ao meio, C. Película de rosca de cada parafuso.



Fonte: autoria própria

As películas das roscas dos parafusos COP e COD, em silicone foram posicionadas na mesa do Projetor e o perfil de rosca ampliado em 50 vezes. Para determinação da espessura do filete de rosca (S) a parte mais externa do filete, correspondente ao diâmetro externo na região cilíndrica, foi posicionado paralelo ao eixo horizontal da tela de projeção. A película cortada foi movimentada até que a extremidade esquerda da projeção coincidissem com o encontro das linhas de referência (origem). Realizou-se a leitura no micrômetro lateral do projetor. Movimentou-se a mesa até que a extremidade direita da rosca coincidissem com o encontro das linhas de referência. Leu-se novamente o micrômetro lateral. Subtraíram-se os valores obtendo-se a espessura do filete de rosca.

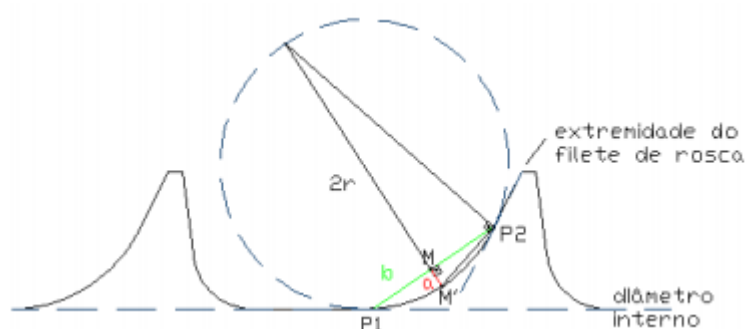
Mantendo o parafuso em posição foi obtida a leitura do micrômetro frontal. A mesa então foi deslocada até que o diâmetro interno ficasse alinhado com a linha de referência horizontal. Nova leitura foi realizada no micrômetro frontal. Com a subtração desses valores obteve-se a altura de rosca (H).

Utilizando o goniômetro da tela de projeção foi realizada a leitura dos ângulos proximal e distal na região cilíndrica dos parafusos. Para tanto, posicionou-se a origem no ponto proximal do ápice da rosca. Girou-se o goniômetro até que o eixo vertical se posicionasse paralelo à região lateral proximal da rosca. Realizou-se a medida do ângulo proximal. O mesmo foi feito para o ângulo distal, sendo a referência marcada pelo ponto distal do ápice da rosca.

Em seguida, a imagem amplificada na tela do projetor foi registrada em um papel vegetal para calcular o raio proximal (r_p) e raio distal (r_d).

O cálculo foi realizado seguindo procedimento descrito por Macedo (2009), através de relações geométricas do triângulo retângulo inscrito na circunferência (Figura 19).

Figura 19. Triângulo retângulo inscrito na circunferência.



Fonte: Macedo, 2009.

Com base nessas relações, o cálculo dos raios é dado pela equação 2 (MACEDO, 2009).

$$r = b^2 / (8 * a) + a/2 \quad (2)$$

Os valores obtidos referentes ao perfil de rosca de cada parafuso estão apresentados no Quadro 3 do item 5.1.

4.3.3. Desenho tridimensional dos parafusos e elaboração do modelo anatômico plano

Com base nas dimensões levantadas, os desenhos tridimensionais dos parafusos COP e COD foram confeccionados utilizando o *software* RhinocerosTM, do Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP Primeiro foram desenhados os

perfis de rosca de cada parafuso e em seguida, utilizando um comando de varredura guiada por curvas helicoidais, foram criadas as superfícies referentes à rosca de cada parafuso (Figura 20).

Figura 20. Desenho tridimensional dos parafusos, em escala ampliada.

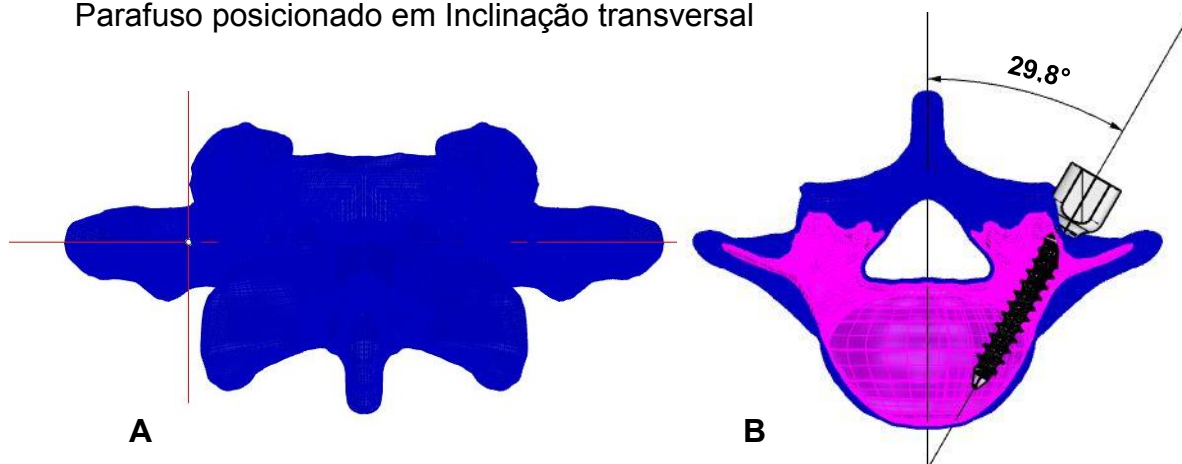


Fonte: autoria própria

Os parafusos foram virtualmente implantados no pedículo esquerdo do modelo vertebral seguindo a técnica preconizada por Magerl (MAGERL, 1984), segundo a qual o ponto de entrada é obtido pela intersecção da linha horizontal que passa pelo meio do processo transversal com outra vertical que tangencia lateralmente a faceta articular superior. Nesta técnica, o parafuso segue a inclinação do pedículo no plano transversal e se mantém paralelo às placas terminais no plano sagital. O valor utilizado para inclinação transversal do pedículo da vértebra L5, igual a 29,80°, foi baseado no trabalho de Zindrick et al. (1987).

O orifício piloto foi criado utilizando método de subtração Booleana para remover o osso na localização futura do parafuso, simulando uma condição de macheamento do orifício piloto na geometria exata da rosca do parafuso. Tal metodologia descrita foi realizada utilizando o *software* RhinocerosTM (Figura 21).

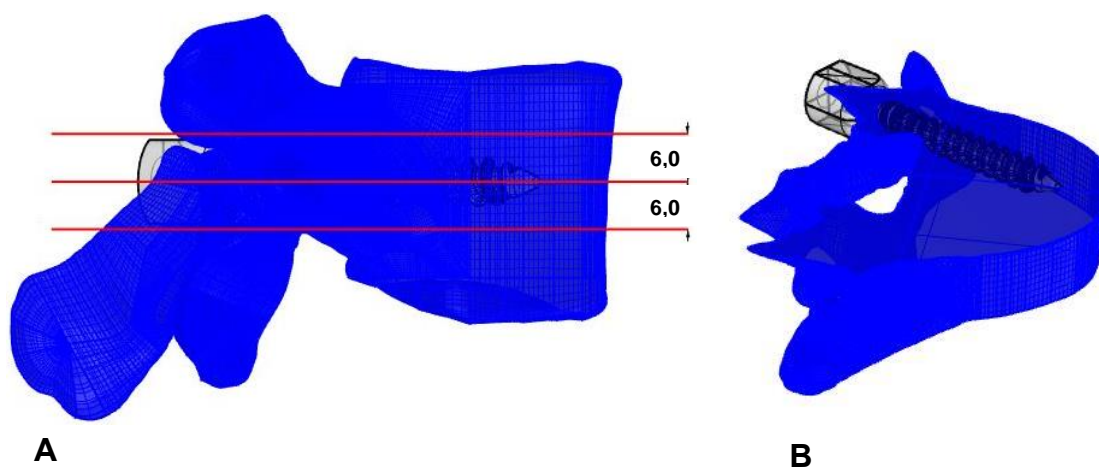
Figura 21. Instrumentação do modelo vertebral: A. Ponto de entrada, B. Parafuso posicionado em Inclinação transversal



Fonte: autoria própria

Após inserção do parafuso, o conjunto (vértebra e parafuso) foi seccionado, limitando o volume de interesse para confecção do modelo anatômico plano, empregado na construção do modelo fotoelástico e nas simulações por elementos finitos. Os planos de corte utilizados na restrição volumétrica estão distanciados em 12mm, com simetria em relação ao plano que passa pelo centro dos parafusos, conforme figura 22.

Figura 22. Restrição volumétrica: A. planos de corte, b. volume delimitado



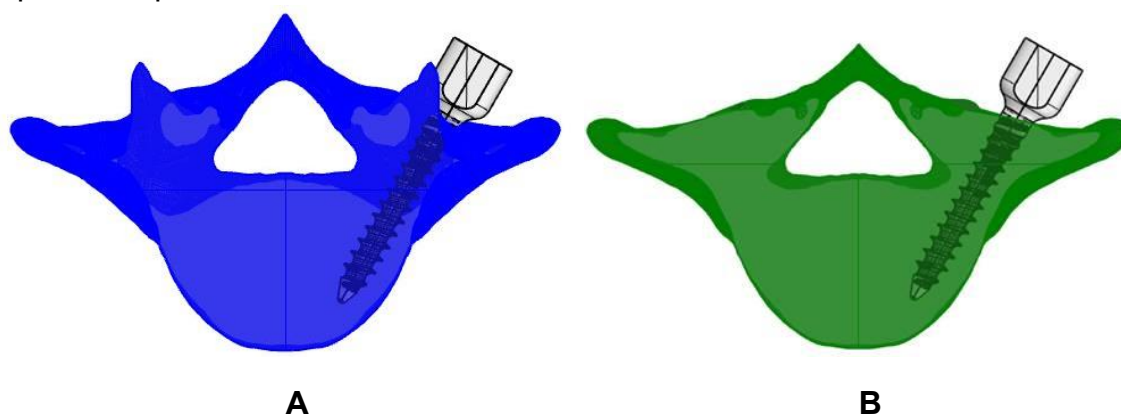
Fonte: autoria própria

O modelo plano obtido pelo volume seccionado foi manipulado, excluindo as regiões de osso nas superfícies superior e inferior que representam barreiras à passagem livre da luz ao longo do comprimento do parafuso. Com isso, foram

eliminados os erros, durante a análise fotoelástica devido à falta de paralelismo entre os planos de projeção do parafuso. Além disso, para efeitos de simplificação, as bordas remanescentes referentes ao processo articular superior foram desconsideradas.

Por fim, o modelo plano resultante (Figura 23.B) foi empregado no desenvolvimento deste trabalho.

Figura 23. Volume seccionado: A. modelo plano não simplificado, B. modelo plano simplificado.



Fonte: autoria própria.

Finalizados os desenhos tridimensionais dos parafusos e dos modelos vertebrais (do osso íntegro e do modelo plano), estes foram exportados do RhinocerosTM para o formato Parasolid (.x_t), e em seguida, neste formato, foram importados ao programa SimlabTM, iniciando-se a modelagem pelo Método dos Elementos Finitos.

4.3.4. Fotoelasticidade

4.3.4.1. Calibração da resina fotoelástica

Para realizar o cálculo das tensões cisalhantes máximas na análise quantitativa, é necessário se ter conhecimento prévio da constante ótica do material a ser utilizado, característico de cada material fotoelástico. Esse valor é obtido por meio de processos de calibração. Para se realizar a calibração deve-se selecionar um modelo no qual a distribuição de tensão é conhecida. A usinagem do modelo deve ser fácil e este deve possuir uma forma simples para aplicação de carga (ARAÚJO, 2006).

Segundo Martins et al. (2019), um procedimento padrão para se determinar a constante fotoelástica da resina é utilizando-se de um disco transparente sob compressão diametral. Tal procedimento compreende os seguintes passos:

- Com o Polariscópio em posição de polarização plana, gira-se o conjunto de filtros polarizador/analizador até que as franjas isoclínicas se encontrem no centro do disco. Definindo-se essa como posição inicial da leitura;
- Em seguida o Polariscópio deve ser ajustado para polarização circular, permitindo a visualização das franjas isocromáticas de ordem inteira;
- Com o Polariscópio em polarização circular, inicia-se aplicação de força de compressão de forma gradual, realizando-se a leitura das franjas no centro do disco de calibração;
- As ordens de franja lidas e a carga aplicada devem ser registradas para realizar o cálculo da constante ótica da resina fotoelástica.

Por fim, a constante ótica do material é calculada pela equação 3 (Martins et al., 2019):

$$f_b = 8 * P / (\pi * D * N) \quad \text{ou} \quad f_b = 8. a / (\pi * D) \quad (3)$$

Em que “*a*” é o coeficiente angular da reta de calibração da força (“*P*”) em função da ordem de franja fracionária (“*N*”) e “*D*” é o diâmetro do disco. As franjas fracionárias são calculadas a partir da leitura das franjas inteiras utilizando-se o método de compensação de Tardy, que está descrito no item 4.3.4.4 deste trabalho, referente ao procedimento de análise dos modelos vertebrais.

A calibração da resina fotoelástica utilizada nas confecções dos modelos vertebrais, foi realizada utilizando o procedimento anteriormente descrito, para tanto, foi confeccionado um disco de diâmetro de 50 mm e espessura de 12 mm.

A confecção do disco em resina foi realizada utilizando um molde negativo de silicone, obtido a partir de um modelo de disco impresso obtido na impressora 3D.

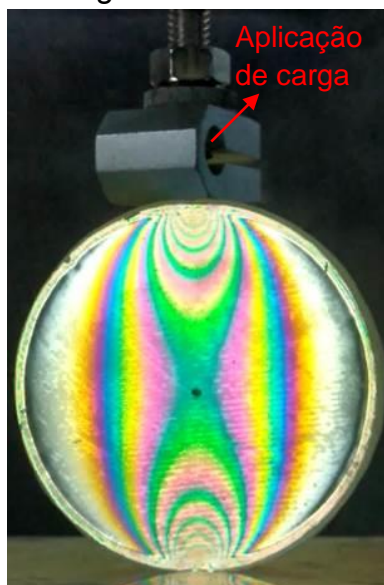
A resina epóxi foi misturada com seu endurecedor na proporção de resina e catalisador igual a 2:1 e a mistura agitada manualmente por um tempo aproximado de 10 minutos garantindo sua homogeneização. Após esse processo a resina era inserida em um gerador de vácuo, a fim de eliminar as bolhas incorporadas devido à ação mecânica de agitação. Utilizou-se pressão de vácuo igual a -20 polHg. A resina foi mantida no gerador de vácuo até alcançar a pressão negativa desejada e em

seguida o equipamento foi desligado, permitindo assim, a entrada de ar no sistema à uma taxa lenta, por um tempo aproximado de 5 minutos.

Após eliminação de bolhas, a resina foi despejada no interior do molde de silicone, permanecendo em repouso por 72 horas, período necessário para polimerização.

O carregamento aplicado e as franjas obtidas podem ser visualizados na Tabela 1 do item 5.2.1 deste trabalho, em resultados. As franjas isocromáticas geradas sob o carregamento máximo aplicado para calibração podem ser visualizadas na Figura 24.

Figura 24. Calibração da resina: Franjas isocromáticas sob carregamento de 8N.



Fonte: autoria própria

A reta de calibração foi obtida por regressão linear dos dados da tabela 1 e pode ser visualizada na figura 25 no item 5.2.1.

Pela figura 25, sabe-se que o coeficiente angular da reta é dado por $a=3,9894$, substituindo esse valor na equação 3, calcula-se o valor da constante fotoelástica que é igual a $0,203 \text{ N/mm}$.

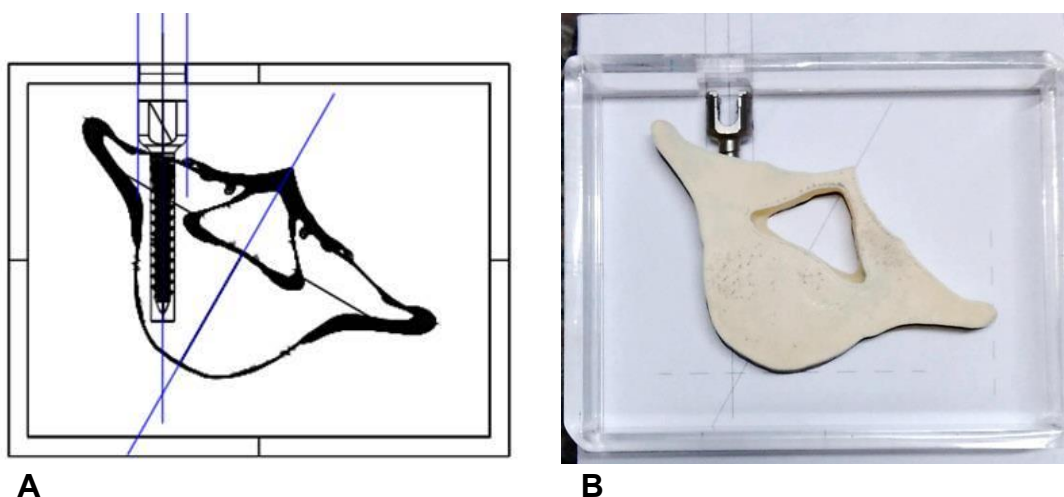
4.3.4.2. Confeção dos modelos fotoelásticos

Os modelos fotoelásticos das vértebras foram confeccionados em duas etapas: i. confecção do molde negativo de silicone e ii. posicionamento do parafuso dentro do molde e aquisição do modelo fotoelástico.

i. Confeção do molde negativo de silicone

Realizou-se a impressão tridimensional do modelo plano virtual já com o orifício para posicionamento de cada parafuso. Após inserção do parafuso no modelo impresso, o conjunto foi orientado e colado sobre um gabarito específico, garantindo posição desejada deste com relação à uma parede de acrílico, empregada para delimitar o volume de silicone despejado em seu interior, sendo essa parede também colada sobre o gabarito (Figura 26).

Figura 26. Fabricação do molde de silicone. A. Gabarito, B. Direcionamento do molde impresso sobre o gabarito.



Fonte: autoria própria

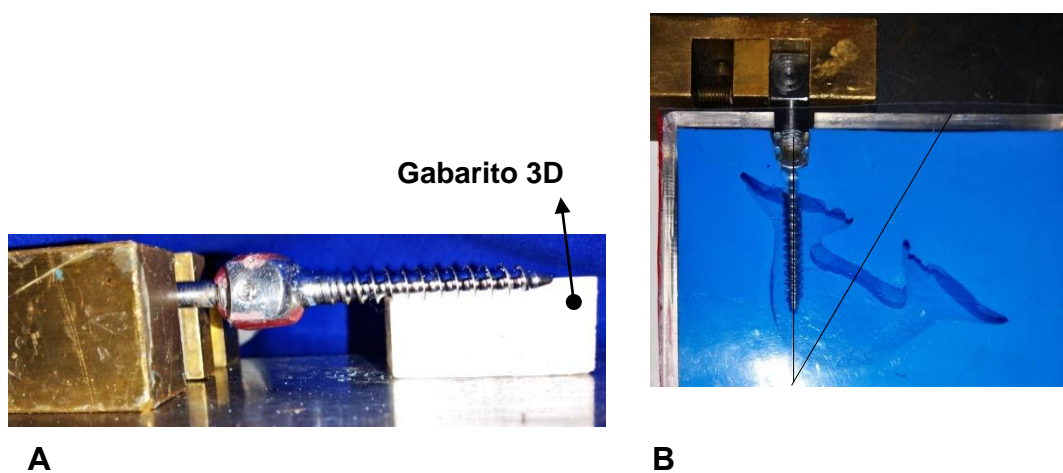
A parede de acrílico possui dimensões 140 x 105 x 22 mm (CxLxA) e a espessura da chapa de acrílico é igual a 5 mm. Um volume de 150 ml de silicone foi preparado com proporção de 5% de catalisador e despejado no interior do acrílico. Após um período 24h de solidificação do silicone, o modelo impresso foi retirado, obtendo-se o molde negativo.

ii. Posicionamento do parafuso e confecção do modelo em resina

Os parafusos foram posicionados dentro do molde de silicone com o auxílio de fixadores e morsas fabricados para tal finalidade. Os fixadores eram roscados na cabeça de cada parafuso e, em seguida, presos nas morsas.

A imobilização de cada fixador na morsa foi orientada por um gabarito tridimensional impresso para o plano sagital e outro gabarito impresso em folha de acetato transparente para o plano transversal (Figura 27).

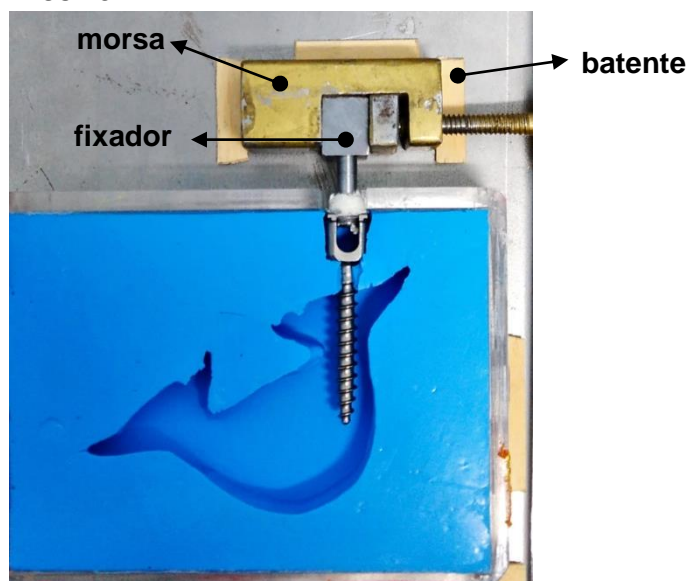
Figura 27. Gabaritos para posicionamento dos parafusos no molde de silicone. A. Gabarito 3D impresso para inclinação sagital e altura dos parafusos dentro do modelo, B. Gabarito em folha transparente de acetato para inclinação transversal do parafuso no modelo.



Fonte: autoria própria

Uma vez garantido o posicionamento correto do parafuso no silicone, todo o conjunto foi estabilizado sobre uma superfície plana com o apoio de batentes, garantindo maior precisão durante a repetibilidade na confecção dos demais modelos. Em seguida, para cada modelo, a resina era manipulada conforme descrito no item 4.3.4.1 e vertida no molde de silicone, permanecendo por 72 horas, tempo suficiente para sua polimerização (Figura 28).

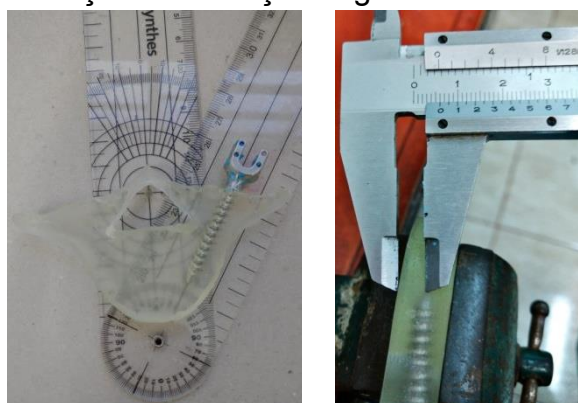
Figura 28. Posicionamento dos parafusos no molde de silicone, previo ao despejo da resina



Fonte: autoria própria

Posterior à polimerização, os modelos eram verificados quanto à espessura e posicionamento do parafuso, com auxílio de um paquímetro para medições no plano sagital e de transferidor para o plano transversal (Figura 29).

Figura 29. Inspeção do posicionamento do parafuso. A. Inclinação transversal, B. Posição e inclinação sagital



A

B

Fonte: autoria própria

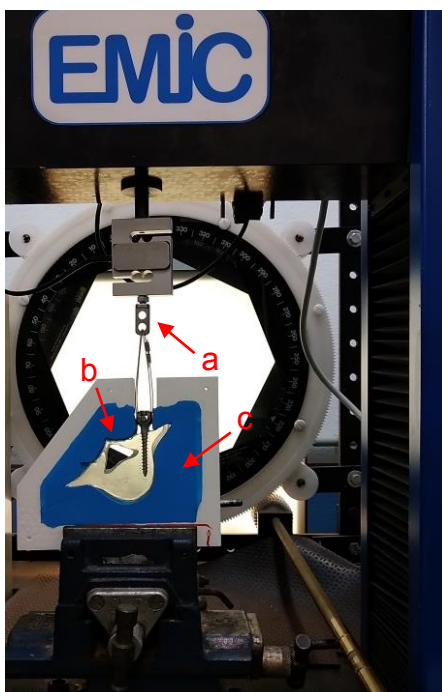
Foram confeccionados um total de 10 modelos fotoelásticos seguindo o procedimento descrito acima, dos quais 5 modelos são pertencentes ao grupo COP

(COP1, COP2, COP3, COP4, COP5) e 5 modelos pertencentes ao grupo COD (COD1, COD2, COD3, COD4, CO5).

4.3.4.3. Fixação do modelo no Polariscópio

O modelo foi fixado no Polariscópio por meio de uma estrutura impressa, dentro da qual se encontrava um molde vazado do modelo fabricado, em silicone. Essa estrutura foi fixada na base do Polariscópio em posição vertical por uma morsa, de maneira que o parafuso ficasse alinhado ao longo do eixo da célula de carga. A força de arrancamento foi aplicada em um dispositivo roscado na cabeça no parafuso e fixado na célula de carga por cabo de aço, conforme indicado na Figura 30.

Figura 30. Fixação do modelo no polariscópio: a.célula de carga, b. Suporte impresso, c. molde vazado de silicone.



Fonte: autoria própria

4.3.4.4. Procedimento de análise

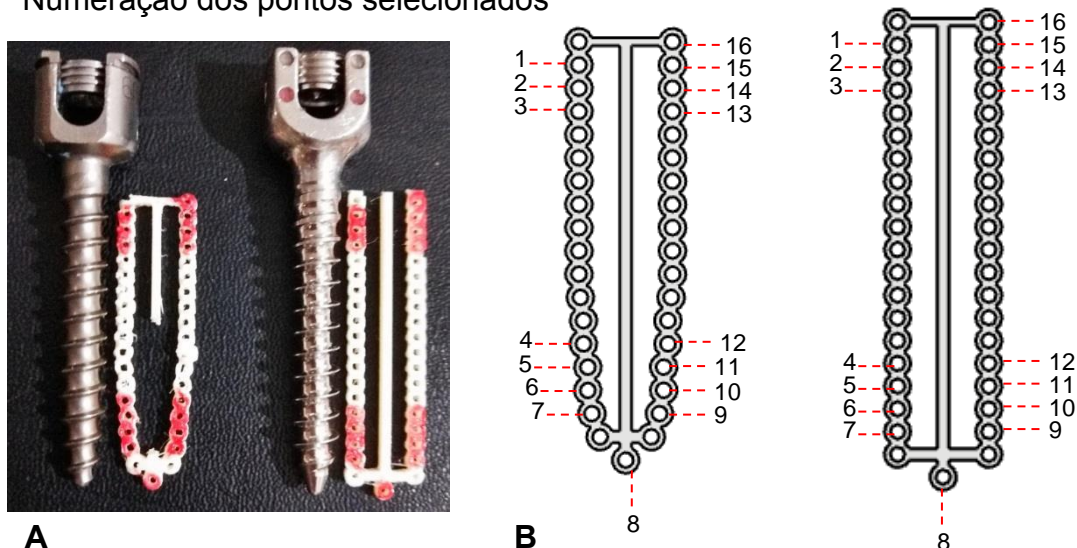
Após a fixação do modelo no Polariscópio, era aplicada na cabeça do parafuso uma força de tração (arrancamento) com intensidade igual a 8 N. Essa intensidade de força foi definida com base em um estudo similar que realiza arrancamento de parafusos pediculares em modelos fotoelásticos, os quais são

fabricados com a mesma resina empregada no presente trabalho (SIQUEIRA, 2008). Com isso, verifica-se que essa força é suficiente para observação das franjas fotoelásticas no modelo.

O ensaio foi realizado com velocidade de aplicação de carga igual a 5 mm/min e célula de carga com capacidade de 50kgf.

Para mensurar as tensões cisalhantes na análise quantitativa foi realizado um mapeamento do modelo fotoelástico por meio de dois gabaritos impresso em PLA, uma para cada modelo de parafuso. Foram selecionados 16 pontos em torno das roscas, dispostos de 2 mm entre os pontos e a 1 mm de distância do diâmetro externo de cada parafuso (Figura 31).

Figura 31. Gabaritos para traçar pontos de análise. A. Gabarito 3D impresso com pontos de análise destacados (vermelho). B. Numeração dos pontos selecionados



Fonte: autoria própria

Os gabaritos foram impressos em dimensões reais (Figura 31.A). A numeração dos pontos pode ser visualizada na imagem B da Figura 31, os pontos de 1 a 3 e 13 a 16 estão localizados próximo da cabeça dos parafusos, enquanto que os pontos de 4 a 12 se encontram em torno da ponta dos parafusos.

A análise das ordens de franjas, necessária para determinação da tensão de cisalhamento em cada modelo, foi realizada utilizando o método de compensação de Tardy (RAMESH, 2000), que consiste na seguinte sequência:

1. Utilizando o Polariscópio de transmissão plana, com os filtros polarizadores na posição plana, gira-se o conjunto de filtros polarizador-analisador até ocorrer sobreposição de uma franja isoclínica ao ponto analisado e fixa-se o conjunto nessa posição. Com isso, os eixos de polarização ficam alinhados com a direção das tensões principais.

2. Realiza-se a conversão de polarização plana para polarização circular ao movimentar as placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda em 45° com relação aos eixos de polarização. Assim, faz desaparecer as franjas isoclínicas, evidenciando-se apenas as isocromáticas.

3. Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franja inteiras que são identificadas no ponto de interesse.

4. Gira-se o filtro analisador, observando-se o movimento das franjas, até que uma ordem de franja inteira se sobreponha ao ponto. No transferidor do Polariscópio realiza-se a leitura do ângulo de rotação (α).

5. Por fim, a franja fracionária é calculada pela equação 4:

$$N_p = n + \frac{\alpha}{180} \quad (4)$$

Onde:

N_p : Ordem de franja fracionária no ponto

n : ordem de franja inteira lida no ponto (etapa 3)

α : ângulo de rotação do analisador

Sendo α positivo, caso a franja de ordem menor se mova em direção ao ponto ou α negativo, caso a franja de ordem maior se mova em direção ao ponto.

Determinado a constante ótica da resina fotoelástica, a ordem de franja em cada um dos 16 pontos e espessura do modelo, foi possível calcular a tensão cisalhante máxima nos pontos, dada pela “lei ótica das tensões” (DALLY, RILEY, 1991).

$$\tau = (f_b * N_p * 1000) / (2 * h) \quad (5)$$

sendo

τ : tensão cisalhante no ponto em kPa, N_p : franja fracionária no ponto

f_b : constante ótica da resina fotoelástica, h : espessura no modelo

4.3.5. Modelagem e simulação pelo Método dos Elementos Finitos

A etapa de pré-processo foi executada mediante uma série de passos consecutivos, que são: criação de malha de superfície; inspeção e refinamento da malha criada; criação de malha volumétrica; definição de contato; caracterização dos materiais e, por fim, atribuição de carregamentos e condições de contorno.

Para elaboração da malha de superfície, primeiro, aplicou-se controle de malha nas faces, com este recurso uma malha uniforme é caracterizada localmente, na face selecionada, obedecendo às especificações indicadas. Em seguida, utilizou-se a função “Mesh”, que cria uma malha superficial em todo o corpo a partir de parâmetros globais e respeitando o controle local aplicado.

Como parâmetros de caracterização de malha de superfície foram definidos o tipo de elemento, tamanho do elemento, fator de crescimento de malha e informações de aproximação de curvatura. Em todos os corpos foram utilizados elementos triangulares de superfície de segunda ordem (TRI 6) e fator de grade superficial igual a 1.5, modificando apenas o tamanho dos elementos e dados para aproximação de curvatura, dependendo das dimensões e particularidades de cada face.

O refinamento de malha nos modelos planos e nos parafusos foi realizado por um processo iterativo de simulações e refinamento, até que houvesse uma convergência do resultado de tensão cisalhante máxima, sendo adotado como critério um erro menor que 5% entre os resultados das simulações (PATIL, JEYAKARTHIKEYAN, 2018).

Em todos os modelos planos e modelos de osso íntegro, o orifício piloto foi gerado utilizando-se da função de diferença Booleana.

4.3.5.1. Geração de malhas e definição de contato

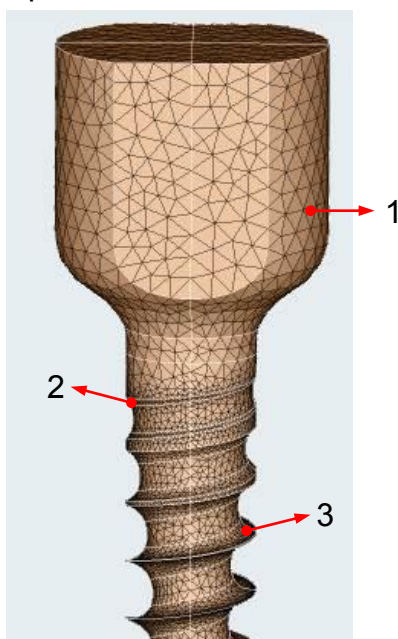
Em todos os objetos de estudo utilizou-se elementos de superfície triangular tipo TRI 6, e elementos de volume tetraédricos tipo TET 10, alterando-se apenas o refinamento local das malhas de acordo com a geometria de cada objeto.

a. Parafusos

As faces que compõem a rosca de cada parafuso foram modeladas com tamanho dos elementos variando de 0,1 mm a 0,5 mm, sendo os elementos de menor tamanho aplicados nas regiões de curvatura e superfícies de pequenas dimensões. Optou-se por manter maior refinamento de malha na rosca do parafuso, região de interesse no estudo, e menor refinamento na cabeça de cada parafuso.

Para a cabeça dos parafusos foram adotados elementos de tamanho entre 0,8 mm a 1,0 mm. Adotou-se tamanho médio dos elementos volumétricos igual a 0,5 mm, com fator de crescimento de malha igual a 1.5 A Figura 32 apresenta um exemplo de malha superficial do parafuso.

Figura 32. Malha de superfície no parafuso



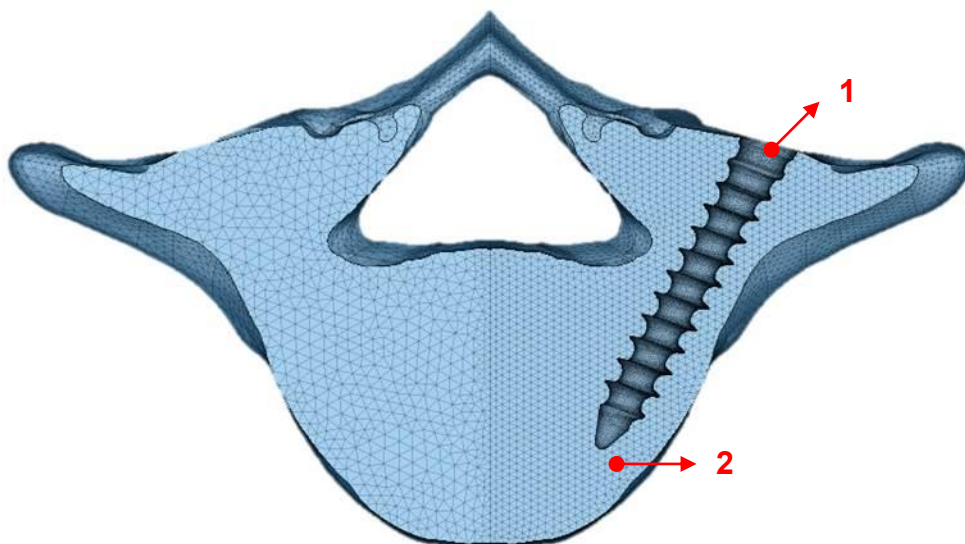
1. Malha grosseira na região da cabeça;
 2. Elementos de tamanho menores em superfícies de pequenas dimensões;
 3. Maior densidade de elementos em superfícies curvas.
- Fonte: autoria própria

b. Modelo anatômico plano

Neste modelo, as superfícies internas referentes ao orifício de inserção dos parafusos foram delineadas com malhas idênticas às suas equivalentes em cada rosca do parafuso.

As faces do modelo plano que delimitam a região de abrangência dos parafusos foram modeladas com maior refinamento, variando o tamanho médio dos elementos de 0,8 mm a 1,0 mm. As demais faces foram associadas a elementos de tamanho médio entre 1,0 mm a 1,5 mm (Figura 33).

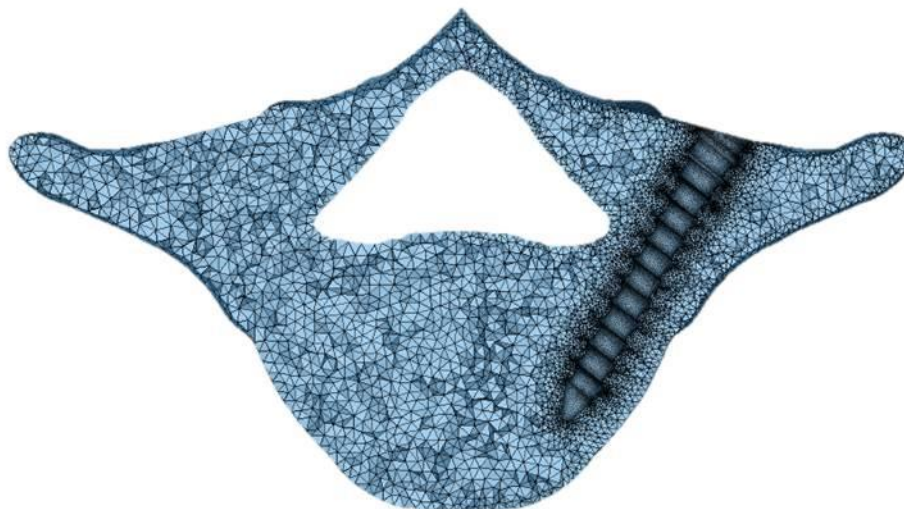
Figura 33. Malha de superfície do modelo anatômico plano



1. Malha idêntica à rosca do parafuso; 2. Maior refinamento na região em torno do parafuso. Fonte: autoria própria

A caracterização da malha de superfície determina a natureza da malha volumétrica, optando-se por maior refinamento dos elementos sólidos na região de interesse. O tamanho médio dos elementos volumétricos é igual a 1,0 mm com fator de crescimento de malha igual a 1,2. A malha volumétrica do modelo anatômico plano em corte pode ser visualizada na Figura 34 observando-se a densidade e distribuição dos elementos sólidos em torno do orifício de fixação do parafuso.

Figura 34. Malha volumétrica do modelo anatômico plano: corte da vista superior.

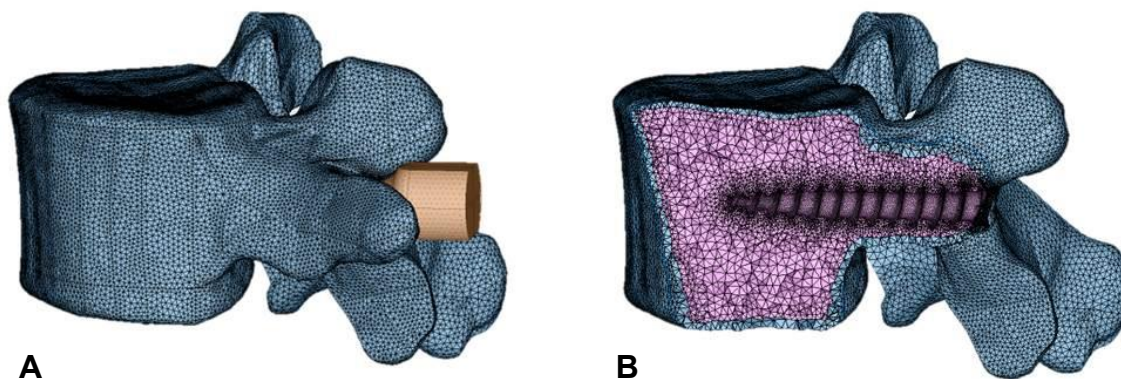


Fonte: autoria própria

c. Modelo vertebral íntegro

Uma vez validado o modelo plano, conforme indicado no capítulo 5.4, o mesmo padrão de malha foi utilizado para modelagem do osso trabecular e cortical, isto é, maior densidade de elementos na região de abrangência dos parafusos (tamanho variando de 0,8 a 1,0 mm), superfícies referentes ao orifício de inserção com malhas idênticas aos parafusos, tamanho médio dos elementos volumétricos igual a 1,0 mm e fator de crescimento de malha volumétrica igual a 1.2. Além disso, as superfícies referentes à interface entre osso cortical e trabecular foram modeladas com malhas idênticas em cada osso (Figura 35).

Figura 35. Malha do modelo de osso íntegro. A. Osso com parafuso inserido, B. Vista em corte sem o parafuso



Fonte: autoria própria

O número de nós e elementos utilizados em cada grupo de estudo estão apresentados no Quadro 4.

Quadro 4. Número de nós e elementos (Tet10) em cada grupo

Grupos	Nós	Tet 10
COP-P	773952	533156
COD-P	606608	411581
COP-O	1651322	1097843
COD-O	1288256	839531

COP-P: parafuso COP com modelo plano; COD-P: parafuso COD com modelo plano; COP-O: parafuso COP com osso íntegro; COD-O: parafuso COD com osso íntegro.

d. Caracterização do tipo de análise

Em todos os modelos, as simulações foram realizadas considerando carregamento estático e com abrangência apenas do comportamento elástico dos materiais (parafuso, resina, osso cortical e osso trabecular), ou seja, utilizou-se de análise linear estática. Conforme mencionado no tópico 1.6.2.1 deste trabalho em “Definição do tipo de análise”, a suposição de condição linear estática é apropriada para se avaliar o risco à fratura estrutural na ausência de carregamentos dinâmicos.

Para garantir a deformação do osso em fase elástica, a força aplicada na cabeça no parafuso foi menor que a força máxima de arrancamento, cujo valor foi adquirido pela literatura.

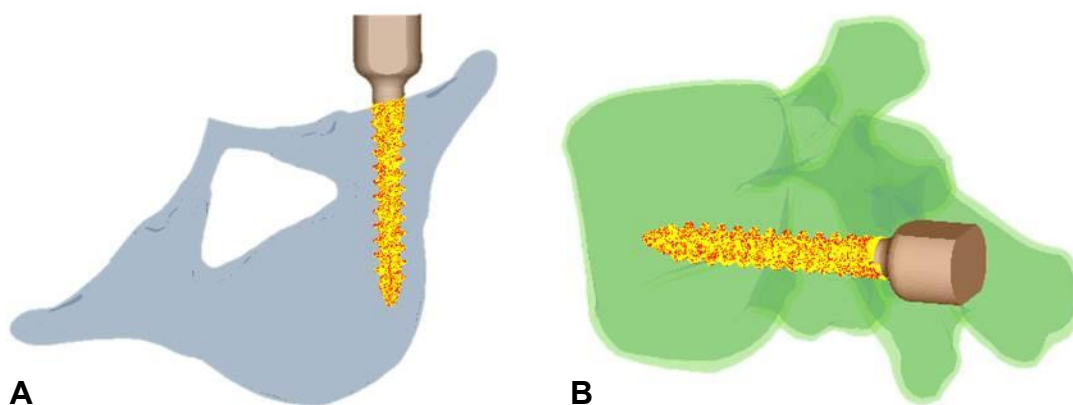
Em complemento, esse mesmo pressuposto foi aplicado em uma série de análises que se utilizam do método dos elementos finitos para realizar simulações de arrancamento de parafusos em modelos vertebrais (DA SILVA et al., 2021; KWON et al., 2020; NEWCOMB et al., 2016).

Por essas razões, considerou-se oportuno o uso de análise linear estática para o propósito deste trabalho, que é o de simular o arrancamento de parafusos pediculares em modelos de resina e modelos ósseos.

e. Definição de contato

Adotou-se contato tipo colado (“Freeze”) entre os parafusos e cada modelo vertebral, neste não há movimento relativo entre as superfícies conectadas. A região de contato entre os parafusos e os modelos pode ser visualizada na Figura 36. O mesmo tipo de contato foi definido entre osso trabecular e cortical.

Figura 36. Contato entre parafusos e modelos. A. Contato parafuso-resina, B. Contato parafuso-osso



Fonte: autoria própria

4.3.5.2. Caracterização dos materiais

Todos os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos. As propriedades mecânicas que devem ser fornecidas ao *software*, para cada material, em condição de análise linear elástica é o Módulo de Elasticidade e o Coeficiente de Poisson, cujos valores foram obtidos por referências da literatura e estão apresentados no Quadro 5.

Quadro 5. Propriedades dos materiais

Material	E (MPa)	N	Referências
Resina fotoelástica	4,51	0,40	Fakhouri et al.,2011
Aço inoxidável	180000	0,30	Lim et al.,1996
Titânio	113000	0,30	Biswas et al.,2019
Osso cortical	12000	0,30	Gong et al.,2014; Xu et al.,2019
Osso trabecular	100	0,20	Gong et al.,2014; Xu et al.,2019

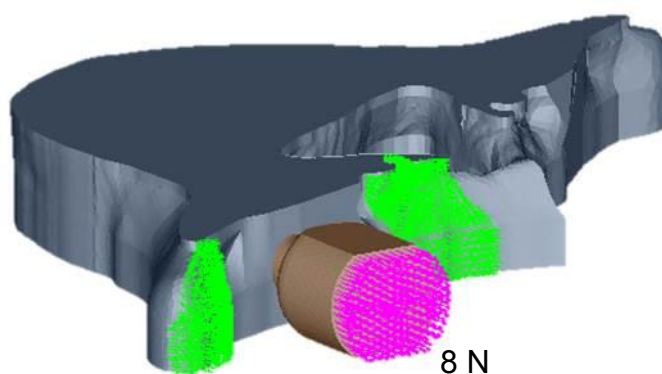
4.3.5.3. Carregamento e condições de contorno

a. Modelo Plano

Foi aplicada uma carga distribuída de 8 N sobre a cabeça do parafuso e restrição de movimento em toda sua extensão, com permissão de deslocamento apenas no eixo y, simulando a natureza física do ensaio fotoelástico.

As restrições no modelo vertebral plano foram aplicadas apenas em algumas superfícies em torno do parafuso, permitindo maior flexibilidade ao conjunto, a fim de simular o comportamento da barreira de silicone em reação à força de arrancamento (Figura 37).

Figura 37. Restrição na resina (verde) e força aplicada (magenta)

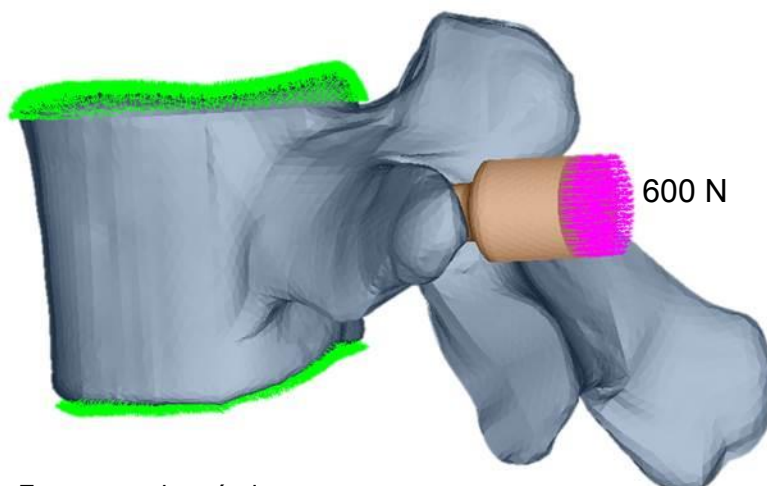


Fonte: autoria própria

b. Osso íntegro

Para os modelos de osso íntegro aplicou-se uma carga distribuída de 600 N na cabeça do parafuso, com restrição total de movimento aplicada nas placas terminais superior e inferior (Figura 38).

Figura 38. Restrição no osso (verde) e força aplicada (magenta)



Fonte: autoria própria

A intensidade da força foi definida com o propósito de garantir simulação na região de deformação elástica do osso, sendo a força aplicada menor que a estimativa de força de arrancamento de parafusos pediculares na trajetória de inserção empregada. A força de arrancamento foi estimada com apoio em dados da literatura (LEE et al., 2021; MATSUKAWA et al., 2017; LI et al., 2015; INCEOGLU et al., 2011) e tem valor médio superior à 731 N.

A restrição de movimento foi determinada com base em pesquisas experimentais de ensaio de arrancamento de parafusos pediculares, onde realizaram a fixação das vértebras pelas placas terminais para aplicar força axial de arrancamento (KANNO et al., 2021; HUANG et al., 2019; VARGHESE et al., 2018).

O movimento do parafuso também foi restrito, permitindo apenas deslocamento no eixo y, garantindo arrancamento puro durante a aplicação da força, isto é, sem componentes de rotação ou translação no parafuso.

4.3.6. Análise estatística

A análise estatística foi aplicada para os resultados obtidos pela técnica da Fotoelasticidade, a fim de verificar se existe diferença significativa no comportamento geral dos grupos COP e COD, sendo cada grupo composto por 5 modelos (COP1 a COP5, COD1 a COD5). A normalidade dos dados foi confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk e a igualdade de variância, pelo teste de Levene. Por fim, a análise estatística foi efetuada aplicando-se o teste t-Student de amostras independentes. Para tanto, utilizou-se o *software* SPSS®, versão 21. Adotou-se o nível de significância igual a 5% ($p < 0,05$).

RESULTADOS

5.0. RESULTADOS

5.1. Medidas dimensionais dos parafusos

As medidas realizadas em parafusos íntegros, conforme metodologia previamente descrita estão apresentadas no Quadro 2.

Quadro 2. Medidas principais

Parafuso	Medidas principais								
	L _p (mm)	R (mm)	P (mm)	Di (mm)	De (mm)	L _{cp} (mm)	L _{cd} (mm)	α _p (°)	α _d (°)
COP	40	39,55	2,75	3,53	6,06	10,46	-	5,71	-
COD	40	38,65	3,03	3,96	5,99	-	10,78	-	7,08

L_p: comprimento do corpo do parafuso; R: Comprimento da rosca; P: passo de rosca; Di : Diâmetro interno; De: Diâmetro externo; L_{cp}: comprimento da conicidade proximal; L_{cd}: comprimento da conicidadedistal; α_p: ângulo de conicidade proximidade; α_d: ângulo de conicidade distal.

Em complemento, as medidas referentes ao perfil de rosca de cada parafuso se encontram no Quadro 3.

Quadro 3. Medidas do perfil de rosca dos parafusos

Parafuso	Perfil de rosca					
	H(mm)	S(mm)	rp(mm)	rd(mm)	α _p (°)	α _d (°)
COP	1,268	0,128	0,921	1,262	5	26
COD	1,017	0,115	2,643		30	30

H: altura da rosca; S: espessura da rosca; rp: raio proximal; rd : raio distal; α_p: ângulo proximal; α_d: ângulo distal

5.2. Fotoelasticidade

5.2.1. Calibração da resina fotoelástica

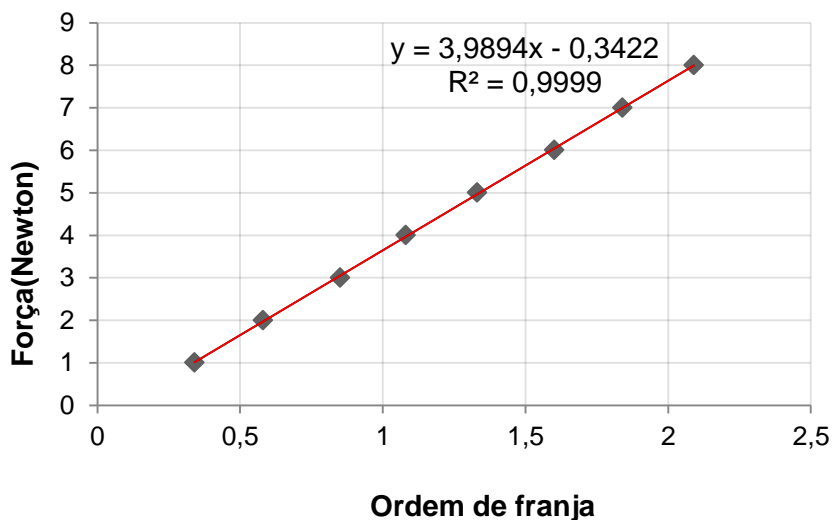
A força aplicada e ordem de franja obtidas estão apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1. Força de compressão aplicada no disco em Newton e ordem de franja obtida para calibração da resina

Força (N)	Franja
1	0,34
2	0,58
3	0,85
4	1,08
5	1,33
6	1,60
7	1,84
8	2,09

A reta de calibração gerada pela regressão linear dos dados da Tabela 1 e utilizada para o cálculo da constante fotoelástica pode ser visualizada na Figura 25.

Figura 25. Reta de calibração para obtenção da constante ótica

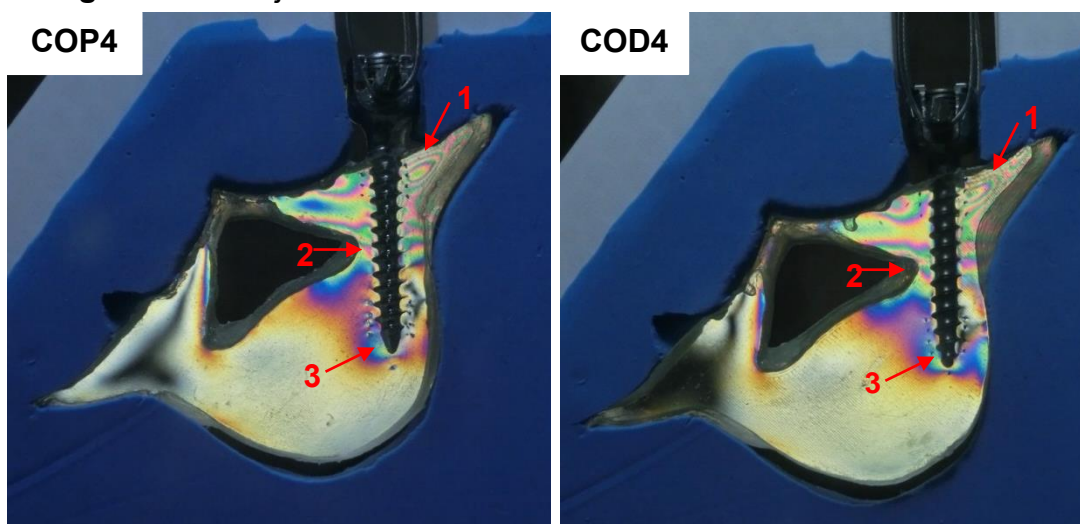


5.2.2. Análise qualitativa

A distribuição das tensões nos dois parafusos apresentou características semelhantes, sendo possível observar maiores tensões na região próxima à cabeça de cada parafuso (local de apoio do modelo), e região que abrange o pedículo vertebral (Figura 39). Verifica-se maior proximidade entre as franjas isocromáticas na

porção lateral do local de apoio (seta 1), como também na porção medial do pedículo (seta 2), indicando maior concentração de tensão. Maiores valores de ordem de franja (maior intensidade de tensão) foram identificados na porção medial do modelo próximo da ponta dos parafusos (seta 3), se prolongando ao canal vertebral.

Figura 39. Franjas isocromáticas nos modelos COP e COD



1. Porção lateral do modelo próximo à cabeça do parafuso; 2. Porção medial do pedículo; 3- Porção medial da ponta. Fonte: autoria própria

Todos os 5 modelos de cada parafuso apresentaram repetibilidade no padrão de comportamento em resposta à força externa aplicada, conforme indicado nas Figuras 40 e 41.

Figura 40. Franjas isocromáticas nos cinco modelos do parafuso COP

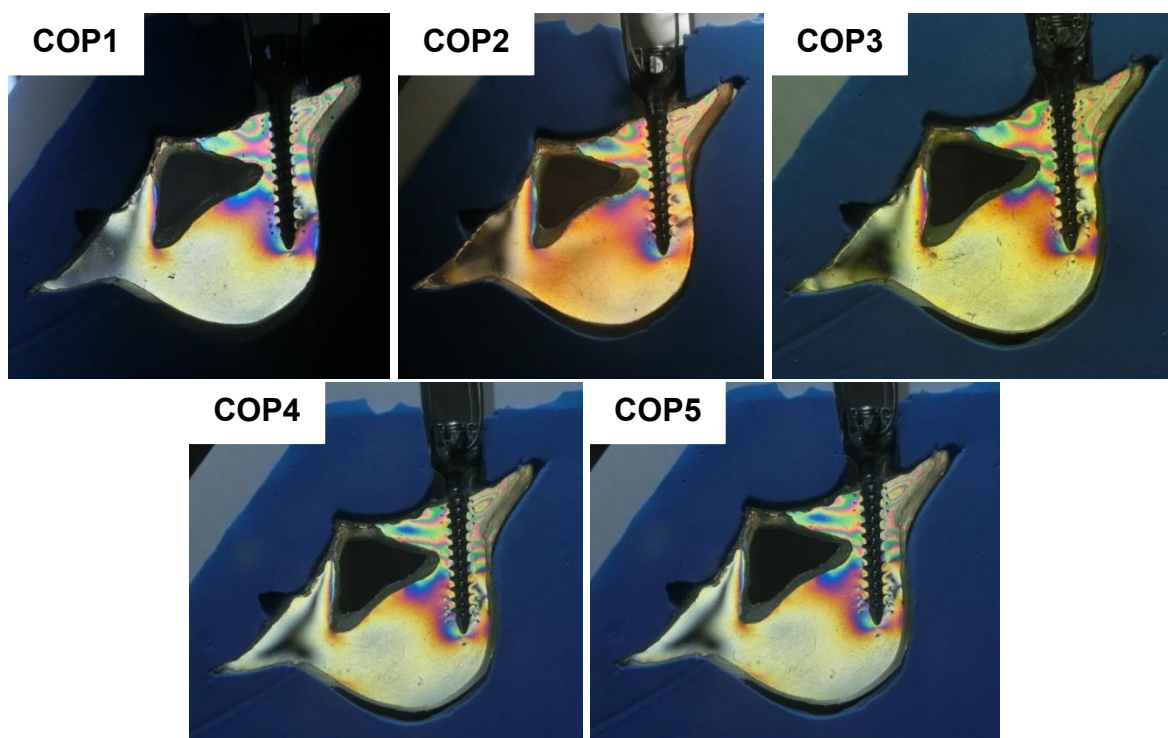
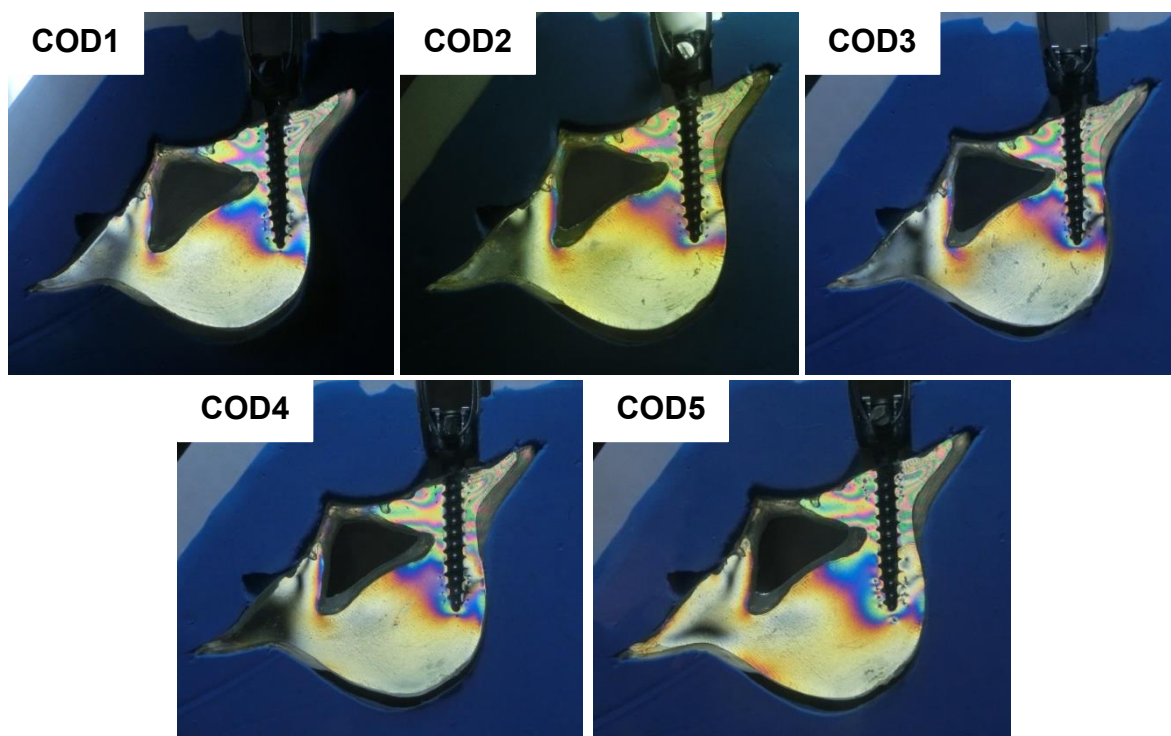


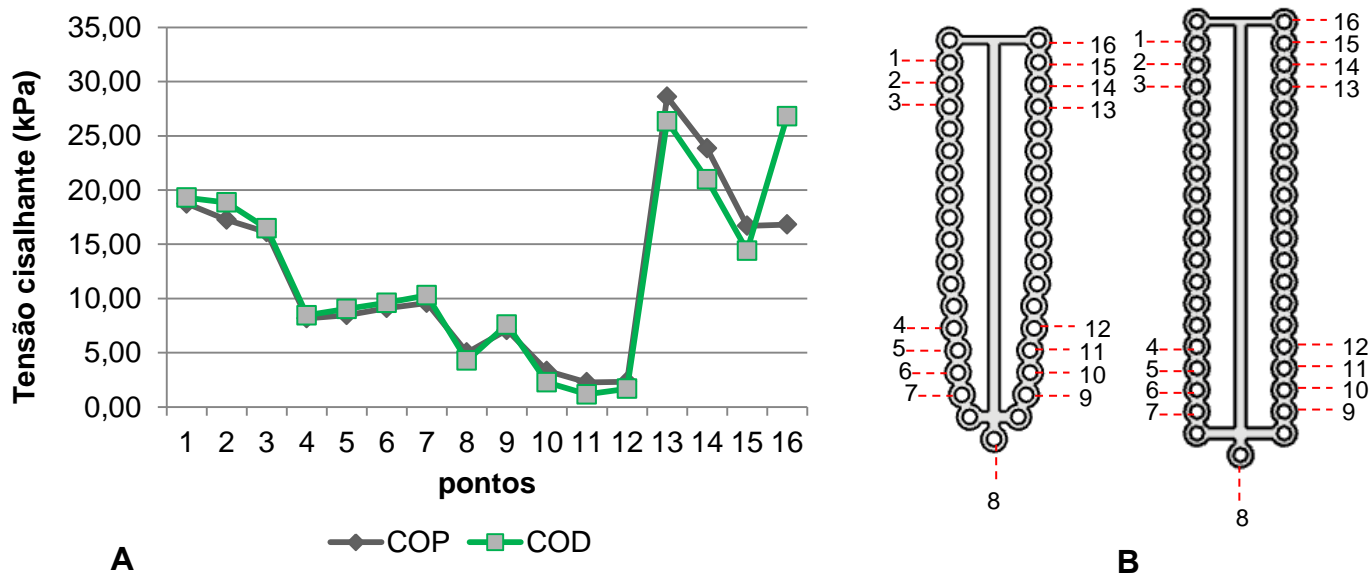
Figura 41. Franjas isocromáticas nos cinco modelos do parafuso COD



5.2.3. Análise quantitativa

Foi realizada uma análise avaliando o comportamento geral dos cinco modelos dentro de cada grupo (COD, COP). Para isso, calculou-se a média das tensões cisalhantes máximas nos 16 pontos analisados em cada modelo (Figura 42) e nos 5 modelos de cada grupo (Tabela 2).

Figura 42. Tensões cisalhantes obtidas pela fotoelasticidade. A. gráfico da média das tensões cisalhantes em cada ponto dos parafusos, B. Pontos analisados.



De acordo com o gráfico apresentado na Figura 42, observa-se comportamento similar da tensão cisalhante entre os dois parafusos, que apresentaram maiores valores nos pontos localizados próximos a cabeça, regiões de contato dos modelos com silicone em reação à força de arrancamento aplicada nos parafusos (pontos 1,2,3,13,14,15,16). Dentre esses pontos, os localizados na porção lateral (de 13 a 16) apresentaram maiores valores de tensão. O parafuso COD apresentou aumento de tensão no ponto 16, enquanto que o COP (de conicidade proximal) não apresentou grande variação com relação ao ponto 15.

Os dois parafusos apresentaram uma queda da tensão cisalhante em torno da ponta (pontos 4-12), sendo nesta faixa, os maiores valores encontrados na região medial (pontos 4-7) e os menores valores na região lateral (pontos 9-12). Entre os pontos 7,8 e 9, observa-se uma queda da tensão cisalhante no ponto 8, localizado a 1mm de distancia das pontas dos parafusos. Este comportamento ponto a ponto é discutido mais detalhadamente no capítulo 6 deste trabalho.

Tabela 2. Média desvio padrão das tensões cisalhantes máximas (kPa) nos 16 pontos analisados em cada grupo por fotoelasticidade

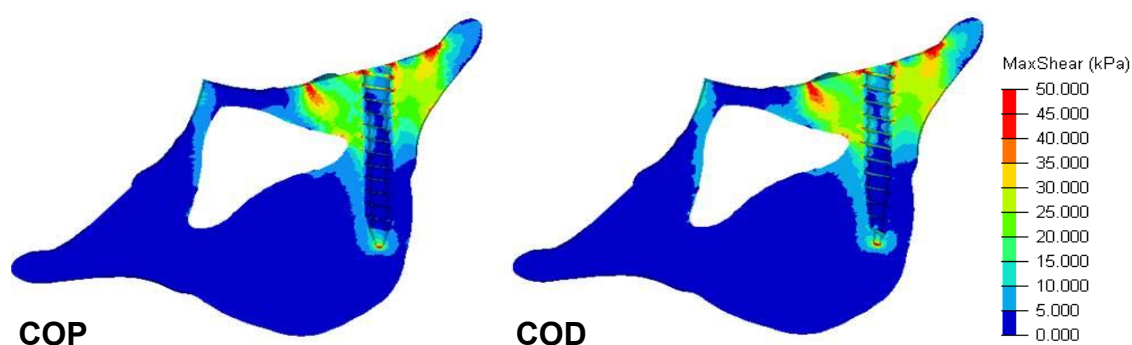
Grupo COP	Tensão cisalhante	Grupo COD	Tensão cisalhante
COP1	12,35 ± 7,79	COD1	12,35 ± 8,76
COP2	11,96 ± 8,36	COD2	11,21 ± 7,35
COP3	12,25 ± 8,55	COD3	12,71 ± 9,03
COP4	11,65 ± 6,72	COD4	12,53 ± 8,93
COP5	12,25 ± 8,52	COD5	12,95 ± 8,86
Média	12,09 ± 7,86	Média	12,35 ± 8,39

Os grupos COP e COD não apresentaram diferença estatisticamente significativa em seu comportamento global ($p > 0,05$).

5.3. Simulação por Elementos Finitos nos modelos planos

A distribuição de tensão cisalhante máxima nos modelos planos pode ser visualizada na Figura 43.

Figura 43. Distribuição da tensão de cisalhamento máxima, em kPa, para os parafusos estudados, por elementos finitos



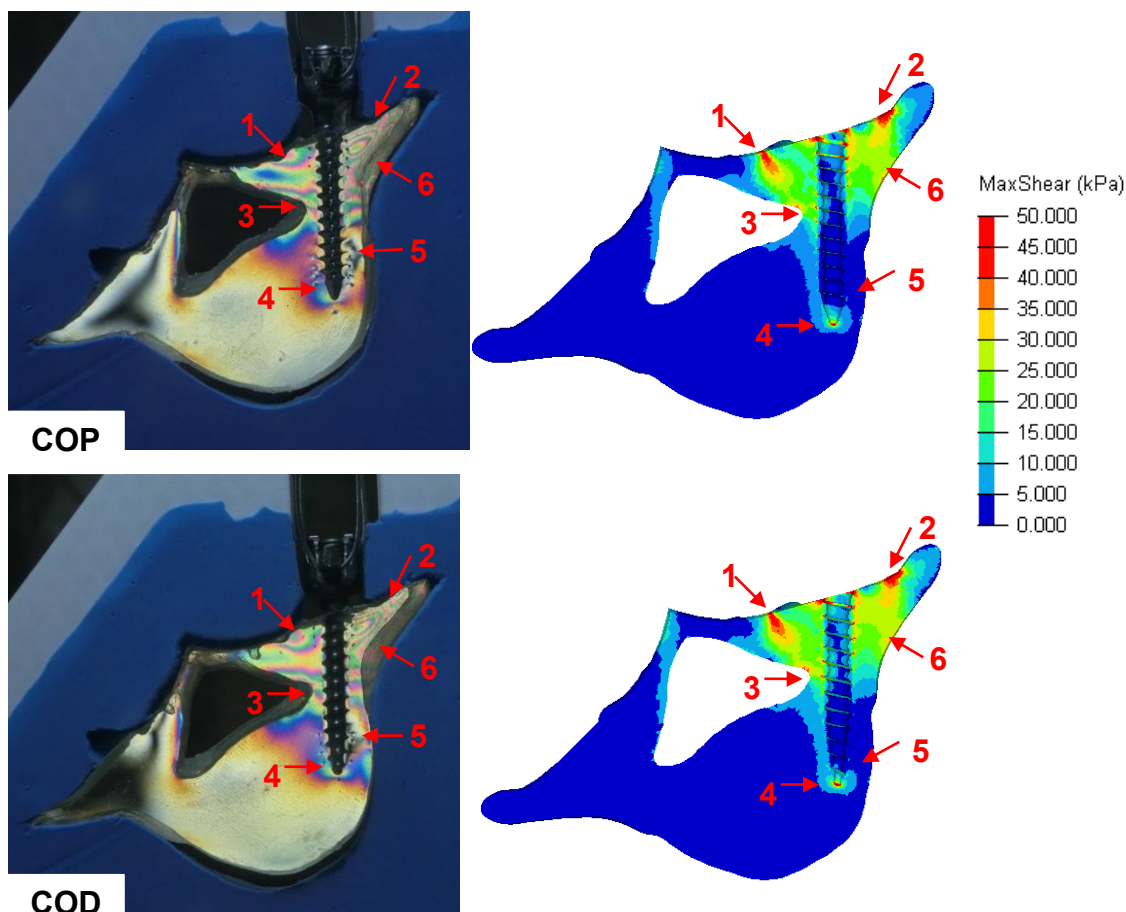
Observa-se que o padrão de distribuição de tensão é similar nos dois grupos, com maiores níveis próximos ao local de apoio dos modelos em reação à força axial (próximo à cabeça dos parafusos), em torno da região do pedículo e na ponta dos parafusos.

5.4. Validação do modelo computacional

5.4.1. Validação qualitativa

A distribuição de tensão de cisalhamento máxima pelo método da Fotoelasticidade e por meio de simulação computacional para os parafusos estudados está apresentada na Figura 44.

Figura 44. Comparação da distribuição de tensão por fotoelasticidade e por elementos finitos



Fonte: Próprio autor.

O modelo computacional apresentou comportamento análogo ao experimental em resposta à carga de arrancamento aplicada na cabeça do parafuso. Nota-se maiores valores de tensão nos locais de contato da resina com o silicone em reação à força de arrancamento (setas 1 e 2), na região medial do pedículo vertebral (seta 3), na face medial da porção distal do parafuso (seta 4) que se prolonga até o canal vertebral, e por fim, no arco do processo transversal (seta 6). As duas metodologias exibiram menores valores de tensão na porção lateral do modelo próximo à ponta do parafuso (seta 5), sendo visível na Fotoelasticidade a presença da franja de ordem 0 (franja escura).

5.4.2. Validação quantitativa

A média da tensão cisalhante máxima dos pontos analisados foi comparada entre os dois métodos, possibilitando validação do modelo, com erro menor que 15% (BRANCHEAU, 2019), conforme apresentado na Tabela 3.

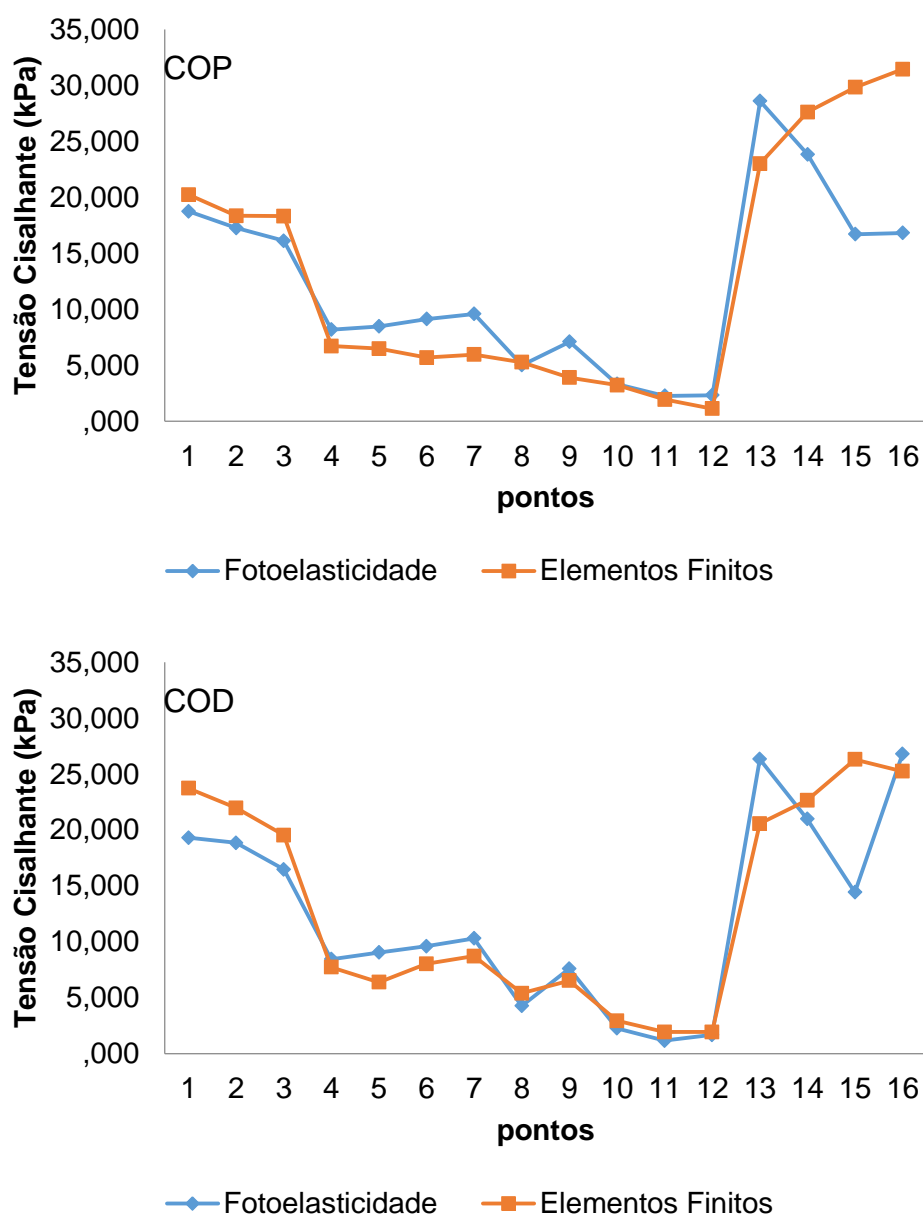
Tabela 3. Média \pm desvio padrão da tensão cisalhante máxima (kPa) determinada pelo método da Fotoelasticidade e Elementos Finitos

	COD		COP	
	FotoE	MEF	FotoE	MEF
Tensão(kPa)	12,35 \pm 8,39	13,16 \pm 9,11	12,09 \pm 7,86	13,06 \pm 10,75
Diferença	7,52%		7,44%	

FotoE: Fotoelasticidade, MEF: Método dos Elementos Finitos

A média das tensões cisalhantes máximas dos modelos (COP1-COP5, COD1-COD5) para cada ponto analisado, pode ser verificada na Figura 45, comparando o método experimental da Fotoelasticidade com os resultados obtidos pela simulação computacional por Elementos Finitos para cada grupo.

Figura 45. Média da tensão de cisalhamento máxima, em kPa, em cada ponto, obtida pelo método da Fotoelasticidade e Elementos Finitos



Assim como na fotoelasticidade, os valores de tensão cisalhante máxima na simulação por elementos finitos foram maiores entre os pontos localizados próximos à cabeça do parafuso (1-3, 13-16), dentre os quais aqueles localizados na porção lateral do modelo (13-16) possuem maior intensidade, Além disso, os dois métodos apresentaram queda no valor de tensão cisalhante na faixa que compreende os pontos de 4 a 12, os quais estão dispostos em torno da ponta dos parafusos, dentre eles, os pontos localizados na porção medial do modelo (4-7) possuíram maior

intensidade de tensão cisalhante comparado aos seus pontos simétricos correspondentes na porção lateral (9-12).

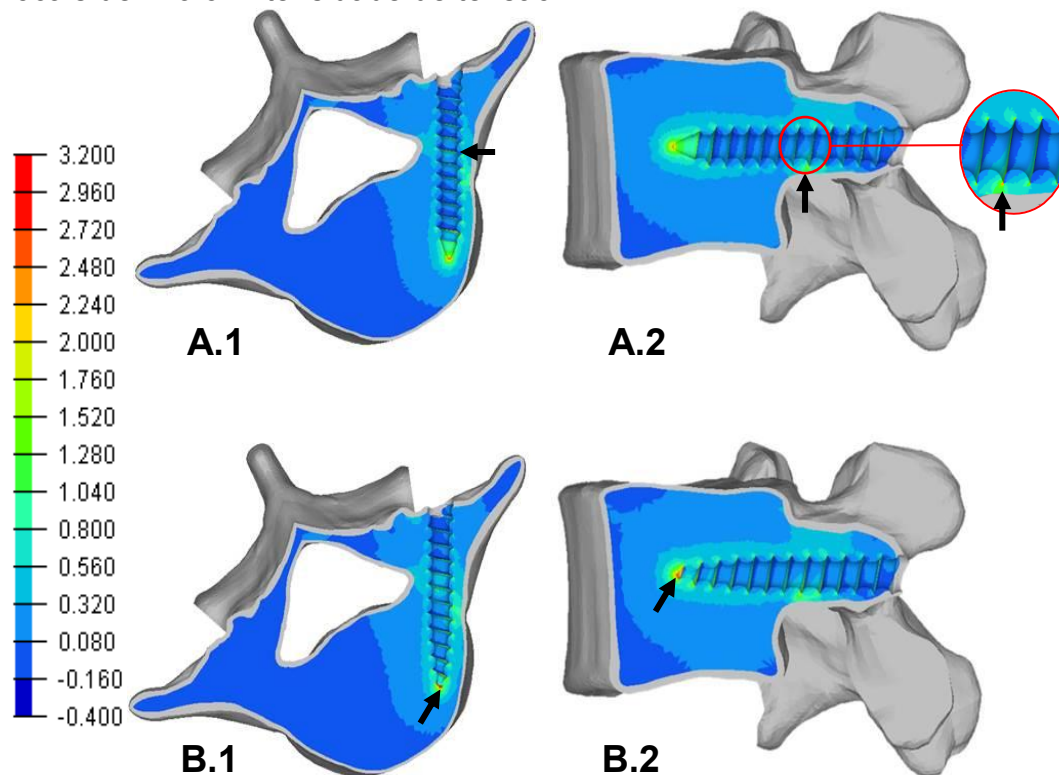
Do ponto 13 em direção ao ponto 16, observa-se um distanciamento nos valores de tensão obtidos entre os dois métodos, sendo que, na simulação por Elementos Finitos ocorre aumento de tensão, enquanto que pela Fotoelasticidade há uma queda do ponto 13 em direção ao 15 para os dois parafusos, e uma divergência de comportamento entre parafuso COP e COD no ponto 16.

5.5. Simulação por Elementos Finitos no osso

Uma vez validado a malha criada na região de interesse em torno dos parafusos (tipo de elemento, densidade de malha, fator de crescimento de malha, dentre outros), assim como a geometria e malha de cada parafuso, esses foram aplicados no modelo da vértebra L5, a fim de verificar a distribuição de tensão no osso.

O carregamento e condições de contorno desta simulação foram apresentadas no Capítulo 4 do presente trabalho, que aborda os Materiais e Métodos utilizados. A distribuição da tensão máxima principal no osso trabecular está apresentada na Figura 46, possibilitando a visualização dos locais críticos sob tração.

Figura 46. Tensão máxima principal (MPa) no osso trabecular. Vista superior em corte para o parafuso COP (A.1) e COD (B.1). Vista lateral em corte para o parafuso COP (A.2) e parafuso COD (B.2). As setas indicam locais de maior intensidade de tensão.



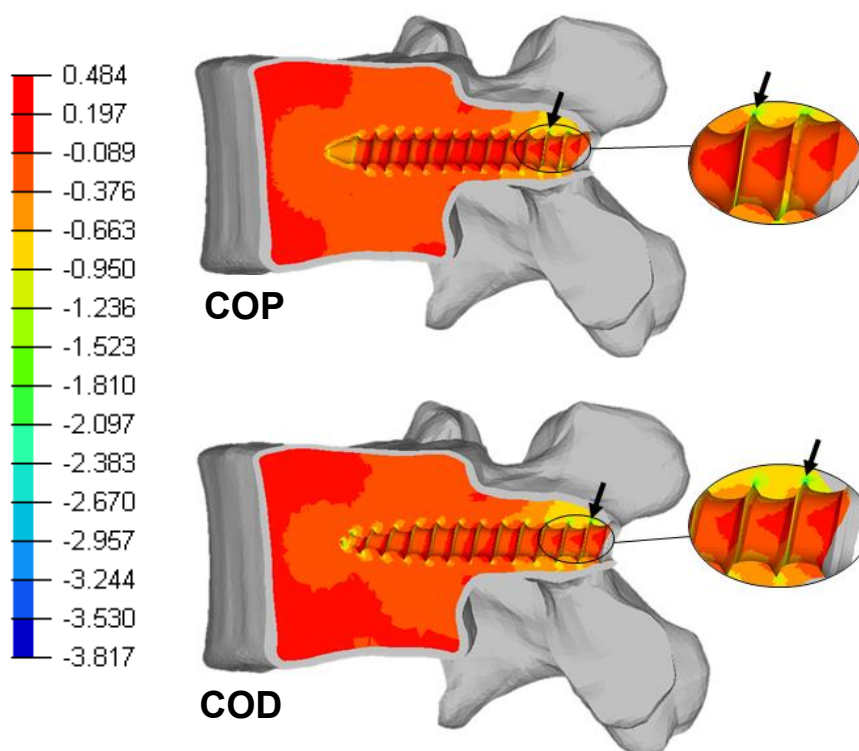
O maior valor de tensão máxima principal para o parafuso COP, ocorreu na região do pedículo vertebral, no local de afunilamento do diâmetro maior do pedículo (sentido crânio-caudal) e tem intensidade igual a 3,24 MPa. Por outro lado, para o parafuso COD essa tensão ocorreu dentro do corpo vertebral, na interface osso-parafuso imediatamente próxima à ponta do parafuso, e tem intensidade igual a 3,82 Mpa.

Além dos valores máximos, também é possível observar que o volume de distribuição de tensão dentro do osso trabecular é maior para o parafuso de conicidade proximal (coloração azul clara se estende até casca cortical da porção anterior da vértebra, Figura A.2) se comparado ao parafuso de conicidade distal (Figura B.2), indicando que a geometria de conicidade distal gera maior concentração de tensão em torno do parafuso em vista da geometria de conicidade proximal.

Além disso, os dois parafusos apresentaram um aumento de intensidade de tensão em direção ao pedículo vertebral, devido ao estreitamento anatômico nesta área. Observa-se também para os dois parafusos, maiores valores de tensão nas áreas referentes às pontas dos parafusos e na base do pedículo, local de afunilamento do diâmetro maior, sentido crânio-caudal.

A distribuição da tensão mínima principal no osso trabecular está apresentada na Figura 47, possibilitando a visualização dos locais críticos submetidos a tensões de compressão.

Figura 47. Tensão mínima principal (MPa) no osso trabecular. Vista lateral em corte. As setas indicam locais de maior intensidade de tensão.



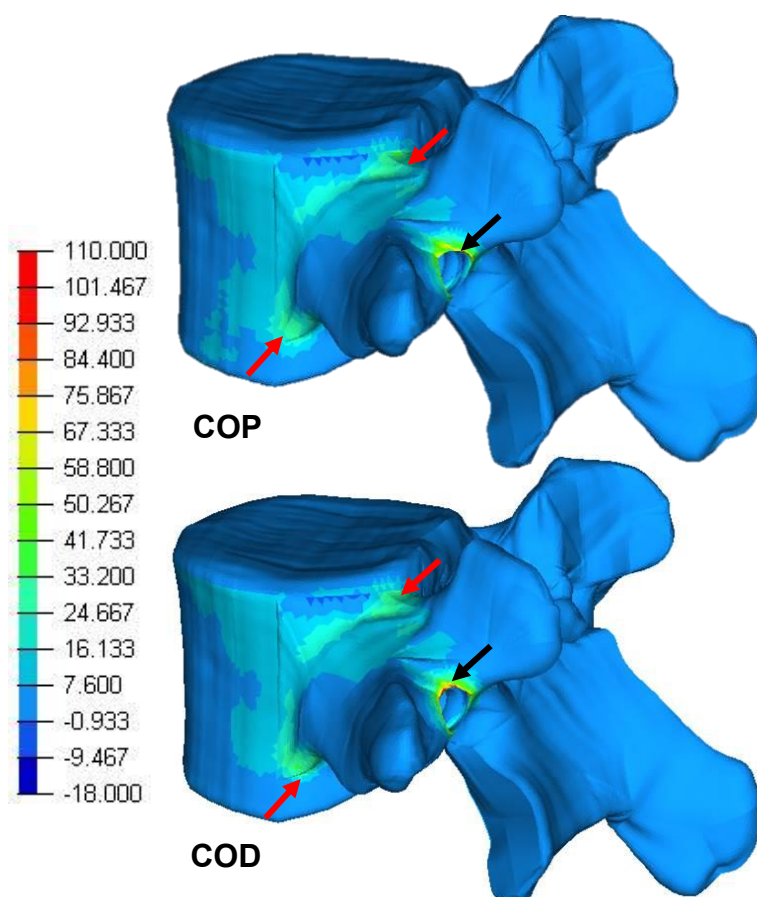
Fonte: autoria própria.

Os valores de pico para as tensões mínimas principais se encontram na região próxima à cabeça dos parafusos. No parafuso COD o pico ocorre no primeiro filete de rosca e tem intensidade igual a -3,817 MPa, já no parafuso COP o pico ocorre no segundo filete de rosca e tem intensidade igual à -4,159 MPa.

Pela figura 47, observa-se a ocorrência de compressão do osso trabecular principalmente na região posterior da vértebra, em torno do orifício de inserção do parafuso.

A distribuição de tensão máxima principal no osso cortical está apresentada na figura 48.

Figura 48. Tensão máxima principal (MPa) no osso cortical. Seta preta indica local de maior tensão. Seta vermelha, destaque na região do pedículo.



Fonte: autoria própria

Os valores de tensão máxima principal para os dois parafusos estão localizados no orifício de inserção (seta preta). O maior valor de tensão máxima principal foi de 111,107 MPa para o parafuso COP e de 153,437 MPa para o parafuso COD. Na figura 48, as setas vermelhas indicam locais com aumento nos níveis de tensão, observa-se que esse aumento ocorre em áreas de descontinuidade anatômica, principalmente na porção caudal do pedículo vertebral.

DISCUSSÃO

6.0.DISSCUSSÃO

Os estímulos mecânicos no osso regulam o balanço entre formação e reabsorção óssea. A falta de estímulos fisiológicos induz a reabsorção óssea, mas também o aumento excessivo de tensão pode propiciar um desequilíbrio na função dos osteoclastos promovendo perda óssea (OKUMURA et al., 2010, FENG et al., 2019). A concentração de tensão, seja essa de tração ou de compressão podem resultar em reabsorção óssea ou fratura no osso, sendo que tanto o osso cortical quanto o osso trabecular apresentam maior resistência aos esforços de compressão do que aos de tração (MORGAN et al., 2018). Como resultado dessa resposta biológica do tecido ósseo aos estímulos mecânicos, as concentrações de tensões locais geradas no osso pela ação de implantes pode induzir à uma reabsorção óssea local ou induzir microfraturas reduzindo a ancoragem do implante ao osso (FENG et al., 2019), por isso, é de fundamental importância se conhecer quais são os efeitos proporcionados pelos implantes no material ósseo, sendo que, no caso dos parafusos pediculares, esse efeitos variam conforme a geometria do parafuso e sua relação com a anatomia vertebral.

Em vista disso, o presente trabalho teve por objetivo avaliar os efeitos da conicidade de parafusos pediculares nas tensões internas geradas em modelos de vértebra L5, considerando não apenas a geometria dos parafusos, mas também sua interação com as variações geométricas características da anatomia vertebral. Para tanto, foram observados locais dentro do osso cortical e trabecular, submetidos à tensões críticas, os quais poderiam induzir formação de microfraturas e consequente afrouxamento do implante. As análises foram conduzidas por meio de simulações computacionais utilizando-se o método dos elementos finitos, sendo que os modelos vertebrais criados foram validados pela técnica experimental da fotoelasticidade.

Os resultados obtidos nesse estudo levaram a não comprovação da hipótese de haver diferença na distribuição de tensões geradas internamente nos modelos em resposta ao arrancamento dos parafusos COP (conicidade próxima a cabeça) e COD (conicidade próxima a ponta), pois a média da tensão de cisalhamento entre os grupos não apresentou diferença significativa (Tabela 2) e os dois parafusos desenvolveram padrão de tensão semelhante nos modelos (Figura 42). A hipótese de que as tensões se concentrariam na região do pedículo foi parcialmente aceita,

pois embora o valor de pico da tensão máxima principal tenha ocorrido dentro do corpo vertebral para o parafuso COD, houve concentração de tensões máximas e mínimas principais na região do pedículo para os dois parafusos (Figuras 46 e 47).

A utilização do modelo fotoelástico para validação do método dos elementos finitos se mostrou de grande valia neste estudo, pois foi possível verificar a correspondência entre as metodologias, tornando os resultados obtidos por elementos finitos mais confiáveis. Os modelos planos computacionais foram validados qualitativamente e de forma quantitativa. A validação qualitativa foi realizada verificando-se o padrão de distribuição das tensões cisalhantes máximas nas duas técnicas empregadas. Pela Figura 44 é possível observar que o modelo por elementos finitos segue o mesmo padrão de tensão obtido com as franjas fotoelásticas em resposta à força de arrancamento aplicada.

Pela Fotoelasticidade não foi possível avaliar pontos dispostos na região do pedículo vertebral, pois devido ao estreitamento nesse local tornou-se difícil identificar as ordens de franja com precisão. Sendo assim, os pontos selecionados para análise foram dispostos em torno da região próxima à cabeça e próxima à ponta dos parafusos, conforme indicado na Figura 31. A definição dos 16 pontos foram fundamentais para validação dos modelos computacionais, visto que, uma vez validados, é admissível estudar as tensões em toda a região de interesse no modelo computacional, inclusive no pedículo vertebral.

Tanto na análise qualitativa por fotoelasticidade comparando os dois parafusos (Figuras 39, 40 e 41), quanto na validação qualitativa comparando os dois métodos (Figura 44) é possível observar que ocorrem concentrações de tensão próximo à cabeça dos parafusos, na região do pedículo vertebral e na região do modelo imediatamente próxima às pontas dos parafusos estendendo-se pela face medial até o canal medular. Da mesma forma, tanto o modelo computacional quanto o modelo fotoelástico exibiram menores valores de tensão na região lateral próxima à ponta dos parafusos, que na Fotoelasticidade é visível pela presença da franja de ordem zero (franja escura) (Figura 44, seta 5).

A descrição qualitativa é condizente com os resultados numéricos obtidos por meio da análise e validação quantitativa. O gráfico apresentado na Figura 42 mostra que os dois parafusos apresentaram efeitos semelhantes nos modelos. Houve concentração de tensão nos pontos próximos à cabeça dos parafusos (pontos 1-3;

13-16) que são locais de reação à força de arrancamento aplicada, devido ao esmagamento do silicone entre o modelo fotoelástico e o suporte 3D impresso. Dentre esses pontos, os localizados na porção lateral dos modelos (13 -16) apresentaram maior intensidade de tensão, resultado esse que pode ser observado pelo deslocamento do modelo ao se aplicar força de arrancamento, resultando na flexão do processo transversal.

Além disso, ocorreu redução dos níveis de tensão nos pontos dispostos em torno da ponta dos parafusos (Figura 42, pontos 4 -12), dentre eles, os localizados na porção medial dos modelos apresentaram maiores valores (Figura 42, pontos 4 - 7) comparados aos que estão localizados na porção lateral (Figura 42, pontos 9 -12).

A diferença de concentração de tensão entre os pontos localizados na porção medial e seus correspondentes simétricos na porção lateral, tanto próximo da cabeça dos parafusos quanto próximo das pontas, pode ser justificada pelas condições de contorno utilizadas, pela inclinação do parafuso dentro do modelo e geometria do modelo.

Ao aplicar força axial nos parafusos, componentes de reação são geradas dentro da resina tendendo a girar o modelo em torno do próprio eixo, no sentido anti-horário. Devido a essa tendência de rotação, os pontos dispostos na porção medial próximos à ponta dos parafusos (4-7) são submetidos à maiores níveis de tensão se comparados aos seus simétricos correspondentes.

Além disso, o processo transversal direito é submetido à força de reação ao arrancamento, que associado à sua geometria, caracterizada por um arco, provoca movimento de flexão do mesmo e concentração de tensão na região de descontinuidade devido ao arco (Figura 44, seta 6). Esse efeito é mais intenso nos pontos mais próximos ao arco, reduzindo intensidade ao se distanciar dele, por essa razão observa-se uma queda nos níveis de tensão do ponto 13 em direção ao ponto 15 para os dois parafusos pela análise Fotoelástica (Figura 42. A).

O comportamento do ponto 16 pela análise Fotoelástica (Figura 42. A) se mantém similar ao do seu antecessor com uso do parafuso COP, entretanto apresenta um aumento no nível de tensão com uso do parafuso COD. Tal resultado pode ter ocorrido devido à diferença entre superfície de contato de cada parafuso e a resina, uma vez que o parafuso COP possui um alargamento proximal do diâmetro

interno (maior superfície de contato e melhor distribuição de tensão) e o COD não (menor superfície de contato e maior concentração de tensão).

A resposta ponto a ponto observada na simulação por elementos finitos foi similar ao da fotoelasticidade de modo geral, com excessão dos pontos 13 a 16, (Figura 45), que na simulação apresentou valor crescente de tensão. Provavelmente essa diferença ocorreu em virtude da consideração de fixação rígida do modelo aplicada na modelagem computacional.

Assim como no presente trabalho, Siqueira 2008, ao estudar o arrancamento de parafusos pediculares em um modelo simplificado de vértebra por Fotoelasticidade, verificou concentrações de tensões na região do canal medular (parte medial do pedículo) e na face medial da porção distal dos parafusos.

As concentrações de tensões dispostas na porção medial do pedículo vertebral, encontradas na nossa pesquisa e em acórdância com o trabalho de Siqueira 2008, podem ser justificadas pela descontinuidade geométrica deste canal, característico da anatomia da vértebra.

É importante destacar que, qualitativamente os modelos exibiram concentração de tensão na superfície imediatamente em contato com a ponta dos parafusos tanto na Fotoelasticidade quanto na simulação por elementos finitos (Figura 44, seta 4). Por outro lado, ao se observar o valor de tensão ponto a ponto (Figuras 42 e 45), ocorre uma queda no valor de tensão referente ao ponto 8, sendo este distante em 1 mm da ponta de cada parafuso. Esses resultados estão em concordância, uma vez que na análise qualitativa observa-se uma queda progressiva no valor de tensão distanciando-se da ponta dos parafusos, sendo assim, acredita-se que a distância de 1 mm não foi suficiente próxima da ponta para capturar maior intensidade de tensão numericamente. Em complemento, ao localizar visualmente o ponto 8 nos modelos fotoelásticos (Figuras 39,40 e 41) nota-se que ele se encontra fora da região de concentração de tensão fortalecendo a ideia de que este não está suficiente próximo da ponta para capturar maiores níveis de tensão.

Além da avaliação ponto a ponto, a validação quantitativa foi realizada observando-se o efeito global dos parafusos dentro dos modelos, para tanto, utilizou-se o valor médio da tensão cisalhante obtido entre os dezesseis pontos analisados. Nos dois parafusos, o erro obtido entre o método dos elementos finitos e

método da Fotoelasticidade foram menores que 15% (Tabela 3), referência mínima para validar um modelo computacional, segundo BRANCHEAU (2019).

Uma vez validados os modelos planos, estes foram utilizados como base para construção de malha e simulação em um modelo ósseo da vértebra L5. Isto é, tanto o osso trabecular quanto o osso cortical foram modelados com malha idêntica à dos modelos planos na região de abrangência dos parafusos que caracteriza a região de interesse para análise.

A força axial aplicada na simulação do osso, de valor igual a 600 N, foi definida com apoio em referências da literatura (LEE et al., 2021; MATSUKAWA et al., 2017; LI et al., 2015; INCEOGLU et al., 2011), que ao considerar diferentes fatores de influência na estabilidade do implante, indicam que ossos não osteoporóticos, com parafusos inseridos na mesma trajetória utilizada neste trabalho, resistem a um carregamento médio superior a 731 N. Com isso, ao aplicar uma força de 600N, garante-se que a simulação por elementos finitos ocorre na região de deformação elástica do osso e não deformação plástica. Se a deformação plástica ocorresse, alteraria todo processo de análise.

O valor da força utilizado neste trabalho foi baseado em pesquisas que utilizam principalmente de análises *ex vivo* em vértebras humanas. As referências pesquisadas abordam ensaios de arrancamento realizados em vértebras não osteoporóticas da coluna lombar de cadáveres humanos (LI et al., 2015; INCEOGLU et al., 2011), vértebras da coluna toracolombar de cadáveres humanos (LEE et al., 2021) e predição da força de arrancamento por elementos finitos (MATSUKAWA et al., 2017).

Lee et al (2021) estudaram o arrancamento de parafusos pediculares em vértebras humanas da coluna toracolombar osteopênicas e normais, encontrando valor médio da força de arrancamento igual a $1678,87 \pm 358,96$ N em condição normal, ou seja, o menor valor de força de arrancamento encontrado foi igual a 1319,91 N, valor este 119,98 % maior que o utilizado nas nossas simulações (600 N).

Matsukawa et al (2017) utilizaram o método dos elementos finitos para analisar a influência de diferentes trajetórias de inserção de parafusos pediculares sobre a força de arrancamento em modelos de vértebras L4. A força de arrancamento encontrada para parafusos inseridos em trajetória idêntica à do

presente trabalho, em vértebras normais foi igual a 1040 ± 309 N para parafusos com diâmetro de 5,5 mm e 35 mm de comprimento, e igual a 1129 ± 329 N para parafusos com diâmetro de 6.5 mm e comprimento de 40 mm. Isto é, o menor valor de força arrancamento encontrado foi igual a 731N, que é 21,83% maior que a força de 600N utilizada.

Li et al. (2015) estudaram o efeito da perfuração lateral na força de arrancamento de parafusos, utilizando como grupo controle vértebras lombares instrumentadas com mesma trajetória de inserção aplicada no presente trabalho. Em tal trajetória a força de arrancamento apresentou valor médio igual a $1326,0 \pm 320,5$ N, ou seja a menor força observada pelos autores foi igual 1039,5 N que é 73,25% maior que a força de 600N utilizada em nossas simulações.

Em vista das Figuras 46 e 47, observa-se a predominância de tensões de tração no osso trabecular ao longo do comprimento dos parafusos, com maiores intensidades na interface osso-parafuso imediatamente próxima à ponta dos implantes, estendendo-se às regiões de descontinuidades anatômicas no pedículo, similar ao verificado nos modelos planos.

Ainda, verifica-se que os esforços de compressão no osso trabecular (tensões mínimas principais) ocorrem principalmente na região posterior da vértebra em torno do orifício de inserção dos parafusos (próximo à cabeça dos parafusos), indicando que o osso trabecular foi pressionado contra a parede de osso cortical durante o carregamento axial, sofrendo compressão localizada. Isso significa que nesse local o osso trabecular transfere para o osso cortical parte do carregamento recebido pelo implante.

Conforme apresentado na Figura 46, para os dois parafusos, os maiores valores de tensão máxima principal no osso trabecular se concentram nas pontas dos parafusos e na região entre pedículo e implante. Embora os parafusos tenham comportamento semelhantes, eles apresentaram picos de tensão máxima principal (valores críticos) em regiões distintas. Para o parafuso com conicidade na ponta (COD) esse valor está disposto no volume ósseo em contato imediato com a ponta do parafuso, por outro lado, no caso do parafuso com conicidade próxima à cabeça (COP), a intensidade máxima está localizada na porção caudal entre pedículo e implante. Tal resultado pode ser atribuído à diferença geométrica entre os parafusos, uma vez que o parafuso COD possui rosca prolongada até sua ponta, enquanto o

parafuso COP possui ponta não roscada (Figura 20). Com isso, a ponta do parafuso COP possui maior superfície de contato com o osso em sua volta, reduzindo as tensões transferidas do parafuso ao osso neste local.

Por outro lado, a concentração de tensão na porção caudal do pedículo pode ser devido, além da geometria dos parafusos, à relação entre anatomia vertebral, com afunilamento do pedículo, e posicionamento do parafuso no interior da vértebra, o qual não possui inclinação sagital.

Ainda é importante ressaltar que ao contrário do que se esperava no início do desenvolvimento deste trabalho, o parafuso COD apresentou maior concentração de tensão e maiores valores de tensão máxima principal tanto no osso trabecular, quanto no osso cortical. Essa diferença, no que se refere ao osso cortical, pode ser justificada pela ausência, nos modelos fotoelásticos e computacionais, dos efeitos devido a compactação óssea. O parafuso COP possui maior superfície de contato com o osso cortical devido ao aumento do diâmetro interno proximal e por isso, menores valores de tensão são transferidos do parafuso ao osso.

Outros autores identificaram respostas semelhantes ao estudar arrancamento de parafusos. Fakhouri et al. (2014), observaram ocorrência de concentração de tensão nas pontas dos parafusos ao estudar o arrancamento de diferentes parafusos pediculares por Fotoelasticidade em um modelo não anatômico (bloco retangular).

Macedo (2009) também verificou ocorrência de concentração de tensão nas pontas de parafusos pediculares, ao estudar o arrancamento dos parafusos em blocos de poliuretano por elementos finitos.

Tal achado desvalida a segunda hipótese proposta nesta pesquisa, de que as menores tensões estariam dispostas no corpo vertebral, visto que ocorre concentração de tensão na região da ponta dos parafusos. Por outro lado, com exceção da ponta, verifica-se menores intensidades de tensões no interior do corpo vertebral e maiores valores de tensão de tração são encontrados na região do pedículo (Figura 46).

A partir das simulações realizadas na vértebra L5 (Figuras 46, 47 e 48), verifica-se que a força de arrancamento aplicada na cabeça do parafuso é transferida majoritariamente ao osso cortical (maiores valores de tensões máximas e mínimas) do que ao osso trabecular, indicando que o osso cortical é o principal responsável em resistir a esse tipo de carregamento. Esses achados condizem com

pesquisas semelhantes que identificam a importância do osso cortical na ancoragem de implantes e resistência ao arrancamento (PELLETIER et al., 2017; RUFFONI et al., 2012). Tal fato pode ser justificado pela maior rigidez do osso cortical em relação ao osso trabecular, visto que quanto maior a rigidez de um material maior sua resistência à deformação elástica (BEER et al., 2015; HIBBELER, 2010).

É conhecido pela literatura que o preparo do orifício piloto durante o processo cirúrgico tem influência sobre a resistência ao arrancamento, sendo que a realização de orifícios de menor diâmetro em relação ao diâmetro interno do parafuso aumenta a resistência devido à compactação do osso trabecular ao redor do implante (ABRAHÃO et al., 2012). Além disso, parafusos com conicidade proximal proporcionam maior resistência ao arrancamento quando comparados com parafusos cilíndricos de dimensões similares devido à compactação não-uniforme do material ósseo em torno do implante cônico, com maior compressão do osso próximo ao local de inserção do parafuso e menor compressão próximo da ponta (CHATZISTERGOS et al., 2014).

Neste trabalho, avaliou-se a distribuição de tensões internas geradas no osso em virtude de uma força axial externa aplicada no parafuso simulando condição clínica de parafuso osseointegrado, ou seja, situação na qual a compactação óssea deixa de ser atuante.

A negligência da compactação do material é uma característica inerente da Fotoelasticidade, visto que a resina se solidifica já incluindo o volume dos parafusos. Nos modelos virtuais tal condição é obtida ao gerar o orifício piloto com geometria idêntica à rosca de cada parafuso utilizando-se da função de diferença Booleana.

Este estudo apresenta algumas limitações e dificuldades que devem ser destacadas:

1. A natureza do ensaio fotoelástico não permite avaliar os efeitos da compactação do material em função da relação entre geometria do parafuso e preparo do orifício piloto, mas serviu para realizar as validações dos modelos computacionais;
2. A heterogeneidade e anisotropia do osso não foram consideradas, uma vez que a atenção deste trabalho se voltou a verificar as interações devido apenas à geometria dos parafusos com relação à anatomia vertebral.

3. Neste estudo houve uma certa dificuldade durante posicionamento dos parafusos no molde de silicone para confecção dos modelos fotoelásticos. Diferentes metodologias foram testadas a fim de garantir o posicionamento correto dos parafusos nos planos transversal e sagital, concluindo-se que a fixação rígida guiada por gabaritos seria a metodologia que garante maior precisão.
4. Outra dificuldade encontrada foi durante a definição do suporte de fixação do modelo fotoelástico no Polariscópio para análise das franjas fotoelásticas. Devido a elevada sensibilidade ótica da resina, um contato rígido entre o modelo e o suporte provocaria pontos de elevada concentração de tensão interferindo na análise dos resultados, por isso, optou-se por um contato flexível proporcionado pela borracha de silicone. Com isso, garante-se uma distribuição de tensão mais homogênea ao longo da superfície de contato do modelo.
5. Além dos itens já mencionados, encontrou-se dificuldade durante o processo de definição das condições de contorno no modelo plano virtual para simulação por elementos finitos. A modelagem deveria considerar a flexibilidade proporcionada ao modelo devido a reação do silicone à força de arrancamento, sendo ele comprimido contra a parede do suporte impresso. Essa ação de amortecimento proporcionada pelo silicone tem comportamento não linear e considerá-la incluiria grande complexidade ao modelo. Em vista disso, optou-se por uma simplificação, na qual apenas algumas superfícies da face posterior do modelo são restritas, com isso, as superfícies sem restrição proporcionariam a flexibilidade ao modelo, similar ao silicone.

Como sugestões para futuros trabalhos, propõe-se:

1. Avaliar a interação dos parafusos com os ossos em condição de deformação plástica devido à compactação do material ósseo, tais resultados podem ser comparados com os que foram obtidos nessa pesquisa, observando-se a significância de tal consideração.
2. Utilizar-se do modelo validado neste trabalho para novas simulações modificando as dimensões dos parafusos, o tipo de material (por exemplo:

utilizar propriedades de ossos osteoporóticos e de parafusos, como liga de titânio).

3. Realizar simulações no MEF envolvendo montagens com hastes fixados na cabeça dos parafusos e aplicar carregamento de flexão nos parafusos.

CONCLUSÕES

7.0.CONCLUSÕES

O desenvolvimento deste trabalho respondeu aos objetivos propostos, uma vez que:

- Os modelos computacionais foram validados por meio da Fotoelasticidade de forma qualitativa e quantitativa, pois o mesmo padrão de distribuição de tensões foi verificado pelos dois métodos, o comportamento ponto a ponto foi similar e o comportamento global dos modelos, analisado pela média da tensão cisalhante nos pontos apresentou erro inferior a 15%.
- As tensões geradas na interface osso-parafuso foram analisadas em toda a extensão do implante por meio do método dos elementos finitos, após validação, no modelo de vértebra íntegra. Assim, verificou-se ocorrência de compressão do osso trabecular em torno do orifício piloto, indicando que o osso trabecular foi pressionado contra a parede de osso cortical nessa região durante o arrancamento. Além do mais, foi possível observar que as tensões de tração foram predominantes dentro do pedículo vertebral e também dentro do corpo vertebral, nesse caso, localizadas no volume ósseo em contato imediato com a ponta dos parafusos. Em complemento, os resultados indicaram maiores níveis de tensão gerados internamente no osso cortical se comparados ao osso trabecular, indicando que o osso cortical é o principal responsável em suportar os esforços em reação ao arrancamento.
- Os valores críticos de tensão gerados nos ossos por cada exemplar de parafuso em resposta ao arrancamento, foram comparados por meio das tensões máximas e mínimas principais nos modelos de vértebra íntegra. Os resultados indicaram que embora seja comum aos parafusos a predominância de tensões de tração na região óssea em torno da ponta dos parafusos e no pedículo vertebral, o valor máximo de tensão principal ocorreu em regiões distintas em resposta a ação de cada parafuso. A ação do parafuso COP gerou maior valor de tensão de tração na porção caudal do pedículo, que pode ser

justificada pela descontinuidade geométrica da vertebra neste local e sua interação com a geometria e posicionamento do parafuso. Por outro lado, o maior valor de tensão de tração em resposta ao parafuso COD foi encontrada na interface óssea imediatamente próxima à ponta do parafuso, fato justificado pela redução de área local do implante devido ao afinamento da ponta em virtude da conicidade. Além disso, também foi verificado que osso apresentou maiores níveis de tensão de tração em resposta ao parafuso COD se comparado ao COP.

Sendo assim, em conclusão aos resultados apresentados, verifica-se que o efeito da conicidade na ponta do parafuso COD é um fator de concentração de tensão que desfavorece seu uso comparado ao COP, que não apresenta essa característica geométrica. Portanto, projetos de parafusos com conicidade na ponta devem ser avaliados com cautela, pois essa conicidade pode induzir microfraturas, em consequência, afrouxamento do implante.

REFERÊNCIAS

ABRAHÃO, G. S.; ROSA, R. C.; OKUBO, R.; SHIMANO, A. C. Effect of the pilot hole preparation on the anchorage of pedicle screws. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 20, n. 5, p. 274-279, 2012. DOI 10.1590/S1413-78522012000500006.

AMARITSAKUL, Y.; CHAO, C.K.; LIN, J. Biomechanical evaluation bending strength of spinal pedicle screws, including cylindrical, conical, dual core and double dual core designs using numerical simulations and mechanical tests. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v.36, n.9, p.1218-1223, 2014.

AMORIM, P., MORAES, T., SILVA, J., PEDRINI, H. InVesalius: an interactive rendering framework for health care support. In: **International Symposium on Visual Computing**. Springer, Cham, 2015. p. 45-54. DOI 10.1007/978-3-319-27857-5_5.

ARAÚJO, C.A. **Introdução a Fotoelasticidade de Transmissão Plana e Mecânica Aplicada**. Apostila Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Laboratório de Projetos Mecânicos, 41p., 2006.

BANKMAN, I. N., Introduction to Segmentation, Editor(s): ISAAC N. BANKMAN. In: **Biomedical Engineering, Handbook of Medical Imaging**, Academic Press, 2000, pg. 67-68, 2000. DOI 10.1016/B978-012077790-7/50008-4.

BEER, F. P.; JOHNSTON, E. R. J; DEWOLF, J. T.; MAZUREK, D. F. **Mechanics of Materials**. New York: McGraw-Hill Education, 2015.

BENZEL, E. C. Implant-Bone Interfaces. In: BENZEL, E. C. **Biomechanics of Spine Stabilization**. New York: Thieme, 2001, p.155-70.

BERN, M. W.; PLASSMANN, P.E. Mesh Generation. In: SACK, J.R; URRUTIA, J. (ed) **Handbook of Computational Geometry**. North Holland: Elsevier, 2000,p.291-332.

BERNARDES, S. R.; ARAÚJO, C.A.; NEVES, F. D. Análise do campo de tensões em implantes dentários do tipo hexágono interno, hexágono externo e cone Morse usando a técnica fotoelástica. Anais do 13º POSMEC- **Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**, 2003. Uberlândia, p. 01-10.

Bi, Zhuming. **Finite element analysis applications: a systematic and practical approach**. Academic Press, 2019. DOI: 10.1016/C2016-0-00054-2

BISWAS, J. K.; SAHU, T. P.; RANA, M.; ROY, S.; KARMAKAR, S. K.; MAJUMBER, S.; ROYCHOWDHURY, A. Design factors of lumbar pedicle screws under bending load: A finite element analysis. **Biocybernetics and Biomedical Engineering**, Warszawa, v.39, n.1, p.52-62, 2019. DOI 10.1016/j.bbe.2018.10.003.

BRANCHEAU, J. E. Practical Aspects of Finite Element Simulation: A Study Guide. 5. ed. Altair University, 2019. 578 p. E-book. Available :

<https://altairuniversity.com/free-ebooks/free-ebook-practical-aspects-of-finite-element-simulation-a-study-guide/>. Acesso em: 10 mar. 2021.

CRAMER, G. D. General Characteristics of the Spine. *In*: CRAMER, Gregory D.; DARBY, Susan A (eds). **Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and ANS**. Amsterdam: Elsevier Health Sciences, 2014, p. 15-64.

CHAO, C. K.; HSU, C. C.; WANG, J. L.; LIN, J. Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses. **Clinical Spine Surgery**, Hagerstown, v. 21, n. 2, p. 130-138, 2008. DOI 10.1097/BSD.0b013e318073cc4b.

CHAPMAN, J. R.; HARRINGTON, R. M.; LEE, K. M.; ANDERSON, P. A.; TENCER, A. F.; KOWALSKI, D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. **Journal of Biomechanical Engineering**, New York, v. 118, n. 3, p. 391-398, 1996. DOI 10.1115/1.2796022.

CHATZISTERGOS, P. E.; MAGNISSALIS, E. A.; KOURKOULIS, S. K. Numerical simulation of bone screw induced pretension: the cases of under-tapping and conical profile. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v. 36, n. 3, p. 378-386, 2014. DOI 10.1016/j.medengphy.2013.12.009.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. 3^a ed. Nova York: Mcgraw-Hill, 1991.

DA SILVA, F. B.; CORSO, L. L.; COSTA, C. A. Optimization of pedicle screw position using finite element method and neural networks. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, Rio de Janeiro, v. 43, n. 3, p. 1-7, 2021. DOI 10.1007/s40430-021-02880-2.

DEFINO, H. L. A.; VENDRAME, J. R. B. Morphometric study of lumbar vertebrae's pedicle. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 15, n. 4, p. 183-186, 2007. DOI 10.1590/S1413-78522007000400001.

DEFINO, H. L. A.; MIRANDA, R. F.; PINHEIRO, R. P.; SHIMANO, A. C. Influence of diameter and geometry in the tapping of the pilot hole in pedicle screws. **Coluna/Columna**, São Paulo, v. 18, n. 1, p. 51-54, 2019. DOI 10.1590/S1808-185120191801195390

DEMIR, T.; BASGÜL, C. Introduction. *In*: ALTENBACH, H.; DA SILVA, L.F.M.; ÖCHSNER, A. **The Pullout Performance of Pedicle Screws**. Switzerland: Springer International Publishing, 2015, p. 1-9.

DHATT, S.S.; KUMAR, V.; RIJAI, S.; PRAKASH, M. Morphometric Analysis of Cervical Spine Pedicles in an Indian Population. **Journal of Spinal Surgery** (New Delhi), Mumbai, v. 5, n. 3, p. 103-106, 2018. DOI 10.5005/jp-journals-10039-1181.

DUTT, A. Effect of mesh size on finite element analysis of beam. **International Journal of Mechanical Engineering**, v. 2, n. 12, p. 8-10, 2015.

GOELKE, M. Introduction to Nonlinear Finite Element using OptiStruct. 2. ed. Altair University, 2018. 204 p. *E-book*. Disponível em: <https://www.altair.com/resource/free-ebook-introduction-to-nonlinear-finite-element-analysis-using-optistruct>. Acesso em: 10 ago. 2021

FAGAN, M. J.; JULIAN, S.; MOHSEN, A. M. Finite element analysis in spine research. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, part h: Journal of Engineering in Medicine**, London, v. 216, n. 5, p. 281-298, 2002. DOI 10.1243/09544110260216568.

FAKHOURI, S. F. **Distribuição de tensões de parafusos do sistema de fixação vertebral submetidos a arrancamento utilizando fotoelasticidade de transmissão plana**. 2008. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde aplicadas ao Aparelho Locomotor) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

FAKHOURI, Sarah Fakher et al. Photoelastic and finite element stress analysis of the gap between the L4 and L5 vertebrae. **International Scholarly Research Notices**, v. 2011, 2011. DOI 10.5402/2011/501719.

FAKHOURI, S. F.; SHIMANO, M. M.; DE ARAÚJO, C. A.; DEFINO, H. L.; SHIMANO, A. C. Analysis of stress induced by screws in the vertebral fixation system. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 22, p. 17-20, 2014. DOI 10.1590/S1413-78522014000100002.

FENG, X.; LIN, G.; FANG, C. X.; LU, W. W.; CHEN, B.; LEUNG, F. K. L. Bone resorption triggered by high radial stress: The mechanism of screw loosening in plate fixation of long bone fractures. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v. 37, n. 7, p. 1498-1507, 2019. DOI 10.1002/jor.24286.

FLEURY, R. B. C.; SHIMANO, A. C.; MATOS, T. D.; TEIXEIRA, K. D. O.; ROMERO, V.; DEFINO, H. L. A. Influence of the congruence of pilot hole tapping on the anchorage of the pedicle screw. **Coluna/Columna**, São Paulo, v. 19, p. 197-200, 2020. DOI 10.1590/S1808-185120201903224110.

FREDDI, A.; OLMI, G.; CRISTOFOLINI, L. Photoelastic Techniques. In: FRÉMOND, M.; MACERI, F. (eds). **Experimental Stress Analysis for Materials and Structures: Stress Analysis Models for Developing Design Methodologies** .1 ed. V.4. Switzerland: Springer, p.101-164, 2015.

FRENCH, A. A., BOWLES, C. Q., PARHAM, P. L., EICK, J. D., KILLOY, W. J., COBB, C.M. Comparison of peri-implant stress transmitted by four commercially available osseointegrated implants. **The international Journal of Periodontics Restorative Dentistry**. 1989, v. 9, n. 3, p221-230.

GONG, Z., CHEN, Z., FENG, Z., CAO, Y., JIANG, C., JIANG, X.I. Finite element analysis of 3 posterior fixation techniques in the lumbar spine. **Orthopedics**, v. 37, n. 5, p. e441-e448, 2014.

HERRÁEZ-GALINDO, C.; TORRES-LAGARES, D.; MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, Á. J.; PÉREZ-VELASCO, A.; TORRES-CARRANZA, E.; SERRERA-FIGALLO, M. A.; GUTIÉRREZ-PÉREZ, J. L. A Comparison of Photoelastic and Finite Elements Analysis in Internal Connection and Bone Level Dental Implants. **Metals**, Basel, v. 10, n. 5, p. 648, 2020. DOI 10.3390/met10050648

HIBBELER, R. C. **Resistência dos Materiais**. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2010.

HSIEH, M. K.; LIU, M. Y.; CHEN, J. K.; TSAI, T. T.; LAI, P. L.; NIU, C. C.; TAI, C. L. Use of longer sized screws is a salvage method for broken pedicles in osteoporotic vertebrae. **Scientific Reports**, London, v. 10, n. 1, p. 1-12, 2020. DOI 10.1038/s41598-020-67489-2.

HSU, C. C.; CHAO, C. K.; WANG, J. L.; HOU, S. M.; TSAI, Y. T.; LIN, J. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v. 23, n. 4, p. 788-794, 2005. DOI 10.1016/j.orthres.2004.11.002.

HUANG, X.; HUANG, Z.; XU, L.; LIANG, D.; ZHANG, M.; ZHANG, H. Pullout strength of reinserted pedicle screws using the previous entry point and trajectory. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, London, v. 14, n. 1, p. 1-6, 2019. DOI 10.1186/s13018-019-1240-8.

INCEOĞLU, S.; BURGARDT, A.; AKBAY, A.; MAJUMDAR, S.; MCLAIN, R. F. Trabecular Architecture of Lumbar Vertebral Pedicle. **Spine**. V.30, n. 13, p.1485-1490, 2005.

INCEOĞLU, S.; BURGARDT, A.; AKBAY, A.; MAJUMDAR, S.; MCLAIN, R. F. Trabecular Architecture of Lumbar Vertebral Pedicle. **Spine**, Hagerstown, v.30, n. 13, p.1485-1490, 2005. DOI 10.1097/01.brs.0000168373.24644.9f

INCEOĞLU, S.; MONTGOMERY, W. H. JR; ST CLAIR, S.; MCLAIN, R. F. Pedicle screw insertion angle and pullout strength: comparison of 2 proposed strategies. **Journal of Neurosurgery: Spine**, Charlottesville, v. 14, n. 5, p. 670-676, 2011. DOI 10.3171/2010.11.SPINE09886.

KANNO, H.; AIZAWA, T.; HASHIMOTO, K.; ITOI, E. Novel augmentation technique of percutaneous pedicle screw fixation using hydroxyapatite granules in the osteoporotic lumbar spine: a cadaveric biomechanical analysis. **European Spine Journal**, Heidelberg, v. 30, n. 1, p. 71-78, 2021. DOI 10.1007/s00586-020-06451-2

KIM, N. H.; LEE, H. M.; CHUNG, I. H.; KIM H. J.; KIM, S. J. Morphometric Study of the Pedicle of Thoracic and Lumbar Vertebrae in Koreans. **Spine**, Hagerstown, v. 19, n. 12, p. 1390-1394, 1994. DOI 10.1097/00007632-199406000-00014.

KIM, Y. Y.; CHOI, W. S.; RHYU, K. W. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities-an ex vivo biomechanical

study. **The Spine Journal**, New York, v. 12, n. 2, p. 164-168, 2012. DOI 10.1016/j.spinee.2012.01.014.

KRENN, M. H; PIOTROWSKI, W. P; PENZKOFER, R; AUGAT, P. Influence of thread design on pedicle screw fixation. **Journal Neurosurgery Spine**, Charlottesville, v. 9, n. 1, p. 90-95, 2008. DOI 10.3171/SPI/2008/9/7/090

LA ROSA, G.; CLIENTI, C.; MINEO, R.; AUDENINO, A. Experimental analysis of pedicle screws. **Procedia Structural Integrity**, v. 2, p. 1244-1251, 2016. DOI 10.1016/j.prostr.2016.06.159

LEE, G. W.; AHN, M. W. Comparative study of cortical bone trajectory-pedicle screw (cortical screw) versus conventional pedicle screw in single-level posterior lumbar interbody fusion: a 2-year post hoc analysis from prospectively randomized data. **World Neurosurgery**, New York, v. 109, p. e194-e202, 2018. DOI 10.1016/j.wneu.2017.09.137

LEE, E. S.; GOH, T. S.; HEO, J. Y.; KIM, Y. J.; LEE, S. E.; KIM, Y. H.; LEE, C. S. Experimental evaluation of screw pullout force and adjacent bone damage according to pedicle screw design parameters in normal and osteoporotic bones. **Applied Sciences**, Basel, v. 9, n. 3, p. 586, 2019. DOI 10.3390/app9030586

LEE, Suk-Joong et al. Pullout strength of pedicle screws using cadaveric vertebrae with or without artificial demineralization. **The Spine Journal**, 2021.

LIM, T.H. et al. Biomechanics of transfixation in pedicle screw instrumentation. **Spine**, v. 21, n. 19, p. 2224-2229, 1996.

LI, N.; HE, D.; XING, Y.; LV, Y.; TIAN, W. The effect of lateral wall perforation on screw pull-out strength: a cadaveric study. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, London, v. 10, n. 1, p. 1-7, 2015. 10.1186/s13018-015-0157-0

LIU, Y.; GLASS, G.. **Effects of mesh density on finite element analysis**. SAE Technical Paper, 2013.

LIEN, S.B; LIOU, N.H.; WU, S.S. Analysis of anatomic morphometry of the pedicles and safe zone for through-pedicle procedures in the thoracic and lumbar spine. **European Spine Journal**, Heidelberg, v. 16, n. 1, p. 1215-1222, 2007. DOI 10.1007/s00586-006-0245-2

LIU, H.; CHEN, W.; ZHANG, J.; JIANG, X.; YANG, H.; QU, R.; LIU, T. Effects of pedicle screw number and insertion depth on radiographic and functional outcomes in lumbar vertebral fracture. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, London, v. 15, n. 1, p. 572, 2020. 10.1186/s13018-020-02111-9.

LIU, M. Y.; TSAI, T. T.; LAI, P. L.; HSIEH, M. K.; CHEN, L. H.; TAI, C. L. Biomechanical comparison of pedicle screw fixation strength in synthetic bones: Effects of screw shape, core/thread profile and cement augmentation. **PloS One**, v. 15, n. 2, p. e0229328, 2020. DOI 10.1371/journal.pone.0229328.

MACEDO, A. P. Uso do método dos elementos finitos na análise biomecânica de parafusos do sistema de fixação vertebral. 2009. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde aplicadas ao Aparelho Locomotor) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

MADENCI, E.; GUVEN, I.. The finite element method and applications in engineering using ANSYS®. Springer, 2015.

MAGERL, F. P. Stabilizations of lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 189, p.125-141, 1984.

MARIA, A. Introduction to modeling and simulation. In: **Proceedings of the 29th conference on Winter simulation.** 1997. p. 7-13.

MARTINS, A. V.; ROCHA, W. M. D. S.; SILVA, N. R. F. A.; ALBUQUERQUE, R. D. C.; MOREIRA, A. N.; SILVEIRA, R. R. D.; MAGALHÃES, SOARES, W. A. Relevance of Resin for Photoelasticity. **Materials Research**, São Carlos, v. 22, p. e20180876, 2019. Supl. 1. DOI 10.1590/1980-5373-MR-2018-0876

MATSUNAGA, S., OKUDERA, H., ABE, S., TAMATSU, Y., HASHIMOTO, M., & IDE, Y. The influence of bite force on the internal structure of the mandible through implant—Three-dimensional and mechanical analysis using micro-CT and finite element method—. **Journal of Oral Biosciences**, Tokyo, v. 50, n. 3, p. 194-199, 2008. DOI 10.2330/joralbiosci.50.194

MATSUKAWA, K.; YATO, Y.; IMABAYASHI, H.; HOSOGANE, N.; ASAZUMA, T.; NEMOTO, K. Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: a finite element study. **Journal of Neurosurgery: Spine**, Charlottesville, v. 23, n. 4, p. 471-478, 2015. DOI 10.3171/2015.1.SPINE141103.

MATSUKAWA, K.; YATO, Y.; HYNES, R. A.; IMABAYASHI, H.; HOSOGANE, N.; YOSHIHARA, Y.; ASAZUMA, T.; NEMOTO, K. Comparison of Pedicle Screw Fixation Strength Among Different Transpedicular Trajectories. **Clinical Spine Surgery**, Hagerstown, v. 30, n. 7, p. 301-307, 2017. DOI 10.1097/BSD.0000000000000258.

MEASUREMENT GROUP, INC. **Introduction to Stress Analysis by Photostress Method.** Tech Note TN-702, Raleigh, USA, 12p. 1981.

McANDREW, C. M.; AGARWALLA, A.; ABRAHAM; A. C., FEUCHTBAUM, E.; RICCI, W. M.; TANG, S. Y. Local bone quality measurements correlates with maximum screw torque at the femoral diaphysis. **Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 52, p. 95-99, 2018. DOI 10.1016/j.clinbiomech.2018.01.016

MORALES-AVALOS, R.; GALINDO-AGUILAR, O. U.; MARTÍNEZ-GARCÍA, J. E.; PINALES-RAZO, R.; ELIZONDO-RIOJAS, G.; VÍLCHEZ-CAVAZOS, F.; VILLAREAL, E. E.; RUIZ-HERRERA, V.; GUZMÁN-LOPEZ, S.; ELIZONDO-OMANA, R. E. Morphometric assessment of the lumbar pedicle isthmus by reformatted CT:

variations according to age and gender. **European Journal of Anatomy**, Salamanca, v. 19, n. 3, p. 277-286, 2015.

MORGAN, E. F.; UNNIKRISSAN, G. U.; HUSSEIN, A. I. Bone mechanical properties in healthy and diseased states. **Annual Review of Biomedical Engineering**, Palo Alto, v. 20, p. 119-143, 2018. DOI 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139

NETTER, Frank H. **Netter Atlas de Anatomia Humana**. Elsevier Brasil, 2018.

NEWCOMB, Anna GUS et al. Effect of screw position on load transfer in lumbar pedicle screws: a non-idealized finite element analysis. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 20, n. 2, p. 182-192, 2016. DOI: 10.1080/10255842.2016.1209187.

KWON, J.; HA, M. H.; LEE, M. G. Alternative pedicle screw design via biomechanical evaluation. **Applied Sciences**, Basel, v. 10, n. 14, p. 4746, 2020. DOI 10.3390/app10144746.

OPPERMANN, M.; BRASIL, L. M.; SILVA, A. S. A.; CARDOSO, L. X. Use of Models of Finite Elements in the Biomechanics of the Lumbar Spine. **Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia: Brazilian Neurosurgery**, São Paulo, v. 38, n. 03, p. 166-174, 2019. DOI 10.1055/s-0036-1594302

OKUMURA, N.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; KUROKAWA, K.; NOMURA, S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. **Journal of Prosthodontic Research**, Amsterdam, v. 54, n. 3, p. 133-142, 2010. DOI 10.1016/j.jpor.2009.12.004

OZKAYA, N.; GOLDSHEYDER, D.; NORDIN, M. **Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion and Deformation**. Switzerland: Springer International Publishing, 2017.

PANJABI, M. M.; SHIN, E. K.; CHEN, N. C.; WANG J. L. Internal Morphology of Human Cervical Pedicles. **Spine**, Hagerstown, v. 25, n. 10, p. 1197-1205, 2000. DOI 10.1097/00007632-200005150-00002.

PATIL, H.; JEYAKARTHIKEYAN, P. V. Mesh convergence study and estimation of discretization error of hub in clutch disc with integration of ANSYS. In: **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**. IOP Publishing, v. 402, n. 1, p. 012065. DOI 10.1088/1757-899X/402/1/012065

PELLETIER, M. H.; BERTOLLO, N.; AL-KHAWAJA, D.; WALSH, W. R. The contribution of the cortical shell to pedicle screw fixation. **Journal of Spine Surgery (Hong-Kong)**, Hong-Kong, v. 3, n. 2, p. 184-192, 2017. DOI 10.21037/jss.2017.06.07.

PISHNAMAZ, M.; LANGE, H.; HERREN, C.; NA, H. S.; LICHTHE, P.; HILDEBRAND, F.; PAPE, H. C.; KOBBE, P. The quantity of bone cement influences the anchorage of augmented pedicle screws in the osteoporotic spine: a biomechanical human

cadaveric study. **Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 52, p. 14-19, 2018. DOI 10.1016/j.clinbiomech.2017.12.012

RAO, S. S. Interpolation Models. *In:___* **The finite element method in engineering**. 6 ed. Butterworth-heinemann, 2018, p.81-127.

RAJAGOPAL, K. Wave optics. *In:___* **Engineering Physics**. 3 ed. Delhi: PHI Learning Private Limited, 2015, p.145-173.

RAZUMOVSKY, I. A. Photoelastic Techniques. *In: BABITSKY, V.I.; WITTENBURG, J.* **Interference-Optical Methods of Solid Mechanics** . 1 ed. Berlin: Springer-Verlag, 2011, p.1-32.

ROY-CAMILLE, R.; SAILLANT, G.; MAZEL, C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 203, p. 7-17, 1986.

RUFFONI, D.; WIRTH, A. J.; STEINER, J. A.; PARKINSON, I. H.; MÜLLER, R.; VAN LENTHE, G. H. The different contributions of cortical and trabecular bone to implant anchorage in a human vertebra. **Bone**, Elmsford, v. 50, n. 3, p. 733-738, 2012. DOI 10.1016/j.bone.2011.11.027.

SCHWER, L. E. ASME Standards Committee on verification and validation in computational solid mechanics. **ASME Council on Codes and Standards**, 2002.

SCHWER, L. E. Guide for verification and validation in computational solid mechanics. 20th **International Conference on Structural Mechanics in Reactor Technology**, 2009.

SENG, W. R. D.; CHOU, S. M.; SIDDIQUI, S. S.; OH, J. Y. L. Pedicle screw designs in spinal surgery: is there a difference? A biomechanical study on primary and revision pull-out strength. **Spine**, Hagerstown, v. 44, n. 3, p. E144-E149, 2019. DOI 10.1097/BRS.0000000000002789.

SHIH, K.S.; HSU, C.C.; HOU, S.M.; YU, S.C.; LIAW, C.K. Comparison of the bending performance of solid and cannulated spinal pedicle screws using finite element analyses and biomechanical tests. **Medical Engineering and Physics**, Oxford, v. 37, n.9, p.879-884, 2015. DOI 10.1016/j.medengphy.2015.06.008

SIQUEIRA, D. P. P. Análise fotoelástica de modelo de vértebra sob influência de parafuso pedicular. 2008. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde aplicadas ao Aparelho Locomotor) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

SIQUEIRA, D. P. P.; FAKHOURI, S. F.; ARAÚJO, C. A.; DEFINO, H. L. A.; SHIMANO, A. C. Análise fotoelástica de um modelo de vértebra humana com parafuso pedicular. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 17, p. 149-151, 2009. DOI 10.1590/S1413-78522009000300004.

SONG, M.; SUN, K.; LI, Z.; ZONG, J.; TIAN, X.; MA, K.; WANG, S. Stress distribution of different lumbar posterior pedicle screw insertion techniques: a combination study of finite element analysis and biomechanical test. **Scientific Reports**, London, v. 11, n. 1, p. 12968, 2021. DOI 10.1038/s41598-021-90686-6

TAKENAKA, S.; KAITO, T.; ISHII, K.; WATANABE, K.; WATANABE, K.; SHINOHARA, A.; HARADA, T.; NAKADA, F.; MAJIMA, Y.; MATSUMOTO, M. Influence of novel design alteration of pedicle screw on pull-out strength: A finite element study. **Journal of Orthopaedic Science**, Tokyo, v. 25, n. 1, p. 66-72, 2020. DOI 10.1016/j.jos.2019.03.002.

TORRES, M. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco – análise fotoelástica. **Dissertação de Mestrado**. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da universidade de São Paulo e Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Reabilitação Oral, Ribeirão Preto, 133 p., 2005.

TSAI, W. C.; CHEN, P. Q.; LU, T. W.; WU, S. S.; SHIH, K. S.; LIN, S. C. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone. **BMC Musculoskeletal Disorders**, London, v. 10, n. 1, p. 44, 2009. DOI 10.1186/1471-2474-10-44

UTTER, B. Photoelastic materials. *In*: OLAFSEN, J. (ed). **Experimental and Computational Techniques in Soft Condensed Matter Physics**. Cambridge: Cambridge University Press. 2010. p.230-247.

VAFADAR, S.; ROUHI, G. The effects of geometrical parameters of the pedicle screw on its pullout strength: In-vitro animal tests. **Journal of Orthopedic and Spine Trauma**, Tehran, v. 3, n. 4, p. e74189, 2017. DOI 10.5812/jost.74189

VAN DEN ABEELE, Maxim et al. Contribution to FE modeling for intraoperative pedicle screw strength prediction. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 21, n. 1, p. 13-21, 2018.

VARGHESE, V.; KRISHNAN, V.; KUMAR, G. S. Testing pullout strength of pedicle screw using synthetic bone models: is a bilayer foam model a better representation of vertebra? **Asian Spine Journal**, Seol, v. 12, n. 3, p. 398-406, 2018. DOI 10.4184/asj.2018.12.3.398.

WALVEKAR, S. A 3 D- FEM Study on the Stress Distributions in Pediatric Skull due to Impact from Free Fall, **Open Access Master's Report**, Michigan Technological University, 2017.

WEIDLING, M.; OEFNER, C.; SCHOENFELDER, S.; HEYDE, C. E. A novel parameter for the prediction of pedicle screw fixation in cancellous bone-A biomechanical study on synthetic foam. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v. 79, p. 44-51, 2020. DOI 10.1016/j.medengphy.2020.03.001.

WEINSTEIN, J. N.; SPRATT, K. F.; SPENGLER, D.; BRICK, C.; REID, S. Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-base assessment and

surgical factors on successful screw placement. **Spine**, Philadelphia, v.13, n.9, p.1012-1018, 1988. DOI 10.1097/00007632-198809000-00008.

WILK, Renata. Application of Computed tomography and magnetic resonance in 3D modeling. *In: **Stem Cells and Biomaterials for Regenerative Medicine***. Academic Press, 2019. p. 121-142.

XU, M.; YANG, J.; LIEBERMAN, I. H.; HADDAS, R. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, London, v. 20, n. 1, p. 1-15, 2017. DOI 10.1080/10255842.2016.1193596.

XU, M.; YANG, J.; LIEBERMAN, I. H.; HADDAS, R. Stress distribution in vertebral bone and pedicle screw and screw–bone load transfers among various fixation methods for lumbar spine surgical alignment: a finite element study. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v. 63, p. 26-32, 2018. DOI 10.1016/j.medengphy.2018.10.003

XU, M.; YANG, J.; LIEBERMAN, I. H.; HADDAS, R. Finite element method-based study of pedicle screw-bone connection in pullout test and physiological spinal loads. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v. 6, p. 11-21, 2019. DOI doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.03.004.

XU, W. X.; DING, W. G.; XU, B.; HU, T. H.; SHENG, H. F.; ZHU, J. F.; ZHU, X. L. Appropriate insertion point for percutaneous pedicle screw placement in the lumbar spine using c-arm fluoroscopy: a cadaveric study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, London, v. 21, n. 1, p. 750, 2020. DOI 10.1186/s12891-020-03751-y.

YANG, K.H. **Basic finite element method as applied to injury biomechanics**. Academic Press, 2018. DOI: 10.1016/C2015-0-06702-8.

YU, C. C.; YUH, R. T.; BAJWA, N. S.; TOY, J. O.; AHN, U. M.; AHN, N. U. Pedicle morphometry of lumbar vertebrae: male, taller, and heavier specimens have bigger pedicles. **Spine**, Hagerstown, v. 40, n. 21, p. 1639-1646, 2015. DOI 10.1097/BRS.0000000000001086. c

ZINDRICK, M. R. et al. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. **Spine**, v. 12, n. 2, p. 160-166, 1987.