

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA - MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA**

MARIANNA MAFUZO WENDLING

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES RADICULARES VARIANDO A CONICIDADE E
CALIBRE DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS MECANIZADOS E CARGAS
OCLUSAIS - ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

**PONTA GROSSA
2020**

MARIANNA MAFUZO WENDLING

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES RADICULARES VARIANDO A CONICIDADE E
CALIBRE DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS MECANIZADOS E CARGAS
OCLUSAIS - ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação com o objetivo de obtenção do título de Mestre em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração: Clínica Integrada – Linha de Pesquisa: Etiologia, diagnóstico e tratamento das doenças bucais.

Orientador: Prof. Dr. Alfonso Sánchez Avala.

**PONTA GROSSA
2020**

W471 Wendling, Marianna Mafuzo
distribuição de tensões radiculares variando a conicidade e calibre de instrumentos endodônticos mecanizados e cargas oclusais: análise de elementos finitos / Marianna Mafuzo Wendling. Ponta Grossa, 2020.
101 f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de Concentração: Clínica Integrada), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador: Prof. Dr. Alfonso Sánchez Ayala.

1. Endodontia. 2. Análise de elementos finitos. 3. Preparo de canal radicular. 4. Oclusão dentária. I. Ayala, Alfonso Sánchez. II. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Clínica Integrada. III.T.

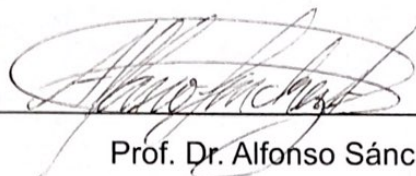
CDD: 617.6

Marianna Mafuzo Wendling

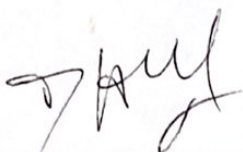
**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES RADICULARES SEGUNDO A CONICIDADE E
CALIBRE DE INSTRUMENTOS MECANIZADOS E CARGA OCLUSAL -
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em clínica integrada, linha de pesquisa de etiologia, diagnóstico e tratamento das doenças bucais.

Ponta Grossa, 18 de fevereiro de 2020.



Prof. Dr. Alfonso Sánchez Ayala
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. Daniel Rodrigo Herrera Morante
Universidade Federal Fluminense



Prof. Dra. Marcia Thaís Pochapski
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Dados Curriculares

Marianna Mafuzo Wendling

Nascimento	16/09/1993 Curitiba-PR
Filiação	Anderson Fernando Gonçalves Wendling Adriane Francis Mafuzo Wendling
2012-2017	Curso de graduação em Odontologia, Universidade Federal do Paraná (UFPR).
2018-2020	Curso de Especialização em Endodontia, ABO Paraná Ponta Grossa.
2018-2020	Curso de Pós-graduação em odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), nível de mestrado em odontologia - Área de concentração em clínica integrada.

Aos meus amados pais, Anderson e Adriane, que com muito carinho e apoio não mediram esforços para que eu chegasse até aqui.

Ao meu irmão Caio pelo companheirismo e exemplo de dedicação e compromisso para com seu sonho da polícia federal. Tenho muito orgulho de você.

Ao Tito, Lúcia e Ana Carolina, minha família do coração, agradeço por me receberem tão bem em suas vidas, muito obrigada pelo incentivo e pela oportunidade que me dão todos os dias.

Ao meu Bruno, amor da minha vida, obrigada pelo seu amor, carinho, companheirismo e pela paciência. Te amo muito.

As minhas avós, Valkiz e Alice por compreenderem minha ausência.

Aos meus avôs, Rubens e José, que certamente estariam orgulhosos de mim.

Este trabalho é para vocês.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu mestre, Alfonso Sánchez Ayala pela orientação, incentivo à docência e por sempre estar à disposição quando precisei. Com certeza, um professor que tenho como exemplo, pois sempre mantém a excelência em tudo que se propõe a realizar. Obrigada professor, aprendi muito com o senhor.

Agradeço muito ao Giovanni Mantovani, sua ajuda e dedicação foram indispensáveis para realização desta pesquisa.

RESUMO

Wendling, M.M. **Distribuição De Tensões Radiculares Variando A Conicidade E Calibre De Instrumentos Endodônticos Mecanizados E Cargas Oclusais - Análise De Elementos Finitos** [Dissertação] Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2020.

O preparo químico-mecânico é uma das etapas mais importantes na endodontia, e para isso muitas técnicas de instrumentação foram propostas nos últimos anos. Atualmente há muitos instrumentos mecanizados, tanto reciprocantes quanto rotatórios, e muito tem se discutido sobre o desgaste dentinário pelo preparo e a resistência dentinária. O objetivo desta pesquisa foi avaliar a tensão gerada no elemento dental após o preparo endodôntico realizado com limas de diferentes calibres e conicidades em aplicação de cargas oclusais. Para tal propósito, além do modelo hígido de controle, foram realizadas simulações de preparos endodônticos em outros seis modelos idênticos 3D de um segundo pré-molar inferior, com limas de configurações #30/.05, #30/.09, #35/.04, #35/.06, #40/.04 e #40/.06. Os elementos e pontos nodais dos modelos variaram entre 15.706-17.452 e 24.958-28.757 respectivamente, sendo a tensão equivalente de von-Mises aplicados em tensões de 30 N, 90 N, 270 N e 810 N, cada uma com incidência de carga em 20°, 45° e 90° do plano oclusal, simulando lateralidade, interferências dentais e oclusão, respectivamente. Os resultados desta pesquisa indicaram que o calibre e conicidade dos instrumentos não foram capazes de gerar maiores áreas de tensão máxima na estrutura dental. Ainda, cargas oblíquas foram mais propensas à formação de maiores pontos de tensão máxima de estresse quando comparada com a forças na incidência vertical. Por isso, concluímos que o desgaste dentinário não é o único fator de pré-disposição ao aumento da suscetibilidade dental ao desenvolvimento de fratura dental.

Palavras-chave: Endodontia; Análise de Elementos Finitos; Preparo de Canal Radicular; Oclusão Dentária.

ABSTRACT

Wendling, M.M. **Root Stress Distribution Varying The Conicity And Caliber Of Mechanized Endodontic Instruments And Occlusal Loads - Finite Element Analysis** [Dissertation] Master in Dentistry. Ponta Grossa: State University of Ponta Grossa; 2020.

Chemical-mechanical preparation is one of the most important endodontic stages, and for this purpose many instrumentation techniques have been suggested in recent years. Currently, there are many mechanized instruments, both reciprocating and rotating, and much has been discussed about dentin wear due to preparation and dentin resistance. The aim of this research was to evaluate the tension generated in dental element after endodontic preparation performed with files of different calibers and tapers in occlusal loads. For this purpose, beyond the healthy control model, simulations of endodontic preparations were performed on another six identical 3D models of a lower second premolar, with configuration files # 30/.05, # 30/.09, # 35/.04, # 35/.06, # 40/.04 and # 40/.06. The elements and nodal points of the models ranged from 15.706-17.452 and 24.958-28.757 respectively, with von-Mises equivalent stress applied at 30 N, 90 N, 270 N and 810 N stresses, each with load incidence at 20°, 45° and 90° of occlusal plane simulating laterality, dental interference and occlusion, respectively. The results indicated that the caliber and taper of the instruments were not capable of generating larger areas of maximum tension in the dental structure. Also, oblique loads were more prone to formation of higher stress points when compared to forces at vertical incidence. Therefore, it is concluded that dentin wear is not the only factor for increased dental susceptibility to the development of dental fracture.

Key-words: Endodontics; Finite Element Analyses; Root Canal Therapy; Root Canal Preparation; Dental Occlusion; maximum principal stress.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Secções realizadas no modelo dental.	33
Figura 2. Instrumentos utilizados para preparo endodôntico representados por: "#"calibre e "/.XX" conicidade.....	34
Figura 3. A- Representação da malha dos elementos. B- Elemento tetraédrico de segunda ordem.	35
Figura 4. Representação da fixação Elastic Support utilizada.....	36
Figura 5. Representação da aplicação das cargas oclusais nas incidências de 90°, 45° e 20° com o plano oclusal.....	37
Figura 6 - Comportamento do elemento dental hígado de acordo com carga de 30 N incidida em 90°.....	40
Figura 6.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 30 N incidida em 90°.....	41
Figura 6.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 90°.....	42
Figura 6.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 90°.....	43
Figura 7 - Comportamento do elemento dental hígado de acordo com carga de 30 N incidida em 45°.....	44
Figura 7.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 30 N incidida em 45°.....	45
Figura 7.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 45°.....	46
Figura 7.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 45°.....	47

Figura 8. - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 30 N incidida em 20°.....	48
Figura 8.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 30 N incidida em 20°.....	49
Figura 8.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 20°.....	50
Figura 8.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 20°.....	51
Figura 9. - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 90 N incidida em 90°.....	52
Figura 9.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 90 N incidida em 90°.....	53
Figura 9.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 90°.....	54
Figura 9.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 90°.....	55
Figura 10 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 90 N incidida em 45°.....	56
Figura 10.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 90 N incidida em 45°.....	57
Figura 10.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 45°.....	58
Figura 10.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 45°.....	59
Figura 11 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 90 N incidida em 20°.....	60

Figura 11.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 90 N incidida em 20°	61
Figura 11.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 20°	62
Figura 11.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 20°	63
Figura 12 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 270 N incidida em 90°	64
Figura 12.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 270 N incidida em 90°	65
Figura 12.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 90°	66
Figura 12.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 90°	67
Figura 13 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 270 N incidida em 45°	68
Figura 13.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 270 N incidida em 45°	69
Figura 13.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 45°	70
Figura 13.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 45°	71
Figura 14 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 270 N incidida em 20°	72
Figura 14.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 270 N incidida em 20°	73

Figura 14.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 20° .	74
Figura 14.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 20° .	75
Figura 15 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 810 N incidida em 90° .	76
Figura 15.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 810 N incidida em 90° .	77
Figura 15.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 90° .	78
Figura 15.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 90° .	79
Figura 16 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 810 N incidida em 45° .	80
Figura 16.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 810 N incidida em 45° .	81
Figura 16.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 45° .	82
Figura 16.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 45° .	83
Figura 17 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 810 N incidida em 20° .	84
Figura 17.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 810 N incidida em 20° .	85
Figura 17.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 20° .	86

Figura 17.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 20°	87
Figura 18. Representação do padrão entre as incidências de 90° nas forças de 30N (A - G), 90N (H - N), 270N (O - U) e 810N (V - B1).	88
Figura 19. Representação do padrão entre as incidências de 45° nas forças de 30N (A - G), 90N (H - N), 270N (O - U) e 810N (V - B1).	89
Figura 20. Representação do padrão entre as incidências de 20° nas forças de 30N (A - G), 90N (H - N), 270N (O - U) e 810N (V - B1).	90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Representação das medidas dos diâmetros do canal do pré-molar (oval) inferior com único conduto.....	31
Tabela 2. Módulo de elasticidade (MPa) e coeficiente de Poisson (ν) das estruturas isotrópicas.	31
Tabela 3. Módulo de elasticidade (MPa) de esmalte e dentina.	31
Tabela 4. Shear coefficient (MPa) do esmalte e dentina.	32
Tabela 5. Coeficiente de Poisson (ν) de esmalte e dentina.	32
Tabela 6. Valores de microdureza de Vickers (HV) do esmalte e dentina.....	32
Tabela 7. Representação do módulo de elasticidade (MPa) e coeficiente de Poisson (ν) dos materiais restauradores.	34
Tabela 8. Resistência à flexão (MPa) e microdureza de Knoop (KHN).....	35

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>CAD</i>	<i>Computer Aided Design</i>
CT	Comprimento de trabalho
<i>Taper</i>	Conicidade
Kg	Kilograma
L	Longitudinal
MOD	Mesial, oclusal e distal
MPa	Megapascal
KHN	Microdureza de Knoop
HV	Microdureza de Vickers
mm	Milímetro
N	Newton
NiTi	Níquel-titânio
Z	Relação anisotrópica
T	Transversal

LISTA DE SÍMBOLOS

/	Barra
#	Cerquilha
✓	Coeficiente de <i>Poisson</i>
:	Dois pontos
°	Grau
-	Hífen
>	Maior que
()	Parênteses
.	Ponto final
%	Porcentagem
,	Vírgula

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	20
3 OBJETIVOS	29
3.1 Objetivos Gerais.....	29
3.2 Objetivos Específicos.....	29
4 MATERIAL E MÉTODOS	30
4.1 Modelo do elemento dental.....	30
4.1.1 <i>Estrutura dental</i>	30
4.1.2 <i>Quantidade de instrumentação</i>	33
4.1.3 <i>Materiais obturador e restaurador</i>	34
4.2 Método dos elementos finitos (Finite Element Method - FEA).....	35
4.2.1 <i>Condição de contorno</i>	35
4.2.2 <i>Aplicação de forças</i>	36
5 RESULTADOS	38
6 DISCUSSÃO	91
7 CONCLUSÃO	95
REFERÊNCIAS	96

1 INTRODUÇÃO

O preparo químico-mecânico dos canais radiculares é um dos passos mais importantes do tratamento endodôntico.^{1,2,3,4,5,6} Consiste de uma terapia previsível, com níveis de sucesso de até 97%.⁷ Tem a finalidade de manter ou restaurar a saúde do tecido perirradicular através da remoção de microrganismos e suas toxinas, *debris*, tecido orgânico e criação de um selamento, o qual evita a entrada de líquidos teciduais para o interior do canal prevenindo a reinfecção.^{2,4,5,6,8,9,10,11,12} O conduto deve ser limpo pela combinação de instrumentação mecânica através do alargamento de diâmetro do canal, altos volumes de soluções de agentes químicos, os quais somente alcançarão a região apical após o alargamento prévio de instrumentos,^{6,8,9,13} e uso de medicação intra-canal.¹²

Muitos métodos de instrumentação foram desenvolvidas para melhorar a sua efetividade.¹² As técnicas podem ser classificadas como manuais ou assistidas por máquinas.¹² Tradicionalmente, a técnica manual com ligas de aço inoxidável são utilizadas para tal propósito. Porém, devido a baixa flexibilidade da liga, torna este método mais propenso à formação de falhas dentinárias como transporte apical, perda do comprimento de trabalho, degraus e perfurações.^{11,12,14} Por isso, as ligas de níquel-titânio (NiTi) se tornaram indispensáveis durante o tratamento endodôntico e desde então, fabricantes têm melhorado suas propriedades desenvolvendo ligas M-wire e controle de memória, por exemplo.¹²

A introdução de instrumentos rotatórios no mercado está relacionada a redução de fadiga do cirurgião-dentista, menor tempo de preparo radicular, capacidade de manter a configuração inicial do canal, menor ocorrência de iatrogenias e facilita o processo de obturação.^{2,7,11,12,14,15,16,17} Porém a sua desvantagem está relacionada ao alto custo e à suscetibilidade de fraturas das limas devido a ausência de sinais de deformação permanente da liga de NiTi.^{6,10,11,14,17} Para minimizar esse problema, fabricantes introduziram o uso do movimento reciprocante, consistindo do corte dentinário no sentido anti-horário e do desparafusamento no sentido horário,^{2,12,17,18} produzindo menor estresse do instrumento, aumentando conseqüentemente a sua resistência.^{2,12,17,18}

O preparo mecanizado gera maior estresse quando comparado a instrumentação manual pelo maior número de rotações.^{5,19} Essa interação pode

causar defeitos dentinários pela criação de concentrações momentâneas de estresse.^{1,5,6,7,19} O desgaste promovido pela instrumentação significa paredes enfraquecidas.²⁰ A remoção dentinária excessiva pode promover defeitos dentinários e/ou complicações, tais como o enfraquecimento estrutural, transporte apical, perfurações, resultando em trincas e fratura vertical, havendo prognóstico sombrio.^{3,4,5,8,9,13,15,16,19,21,22}

A diminuição de rigidez e resistência de dentes com tratamento endodôntico prévio também estão relacionados as perdas estruturais coronária devido a presença de cáries, trauma, e preparo de cavidade.²³ Assim mesmo, a distribuição equilibrada de forças oclusais é fundamental para o sucesso dos tratamentos.²⁴ Durante os movimentos cêntricos e excêntricos, os dentes são expostos a forças de diferente magnitude e direção que influenciam na manutenção da posição dental e estabilidade mandibular.^{25,26} Alguns fatores podem ser determinantes na força mastigatória, tais como variação do tamanho e espessura muscular, morfologia craniofacial, condição física geral do paciente, gênero, idade, condição da dentição,²⁷ dor na articulação temporomandibular,²⁸ postura da cabeça, área de contato oclusal, e local de mensuração na arcada dentária.²⁹ Ainda, a distribuição de tensão ao elemento dental está relacionada ao ângulo de carga incidido.³⁰ Cargas oblíquas causam flexão do dente produzindo forças de tração e compressão na estrutura dental, o que causa maior estresse^{1,25,31} causando deformação plástica no esmalte na área cervical, induzindo a formação de lesões cervicais não-cariosas³¹ e maior probabilidade de formação de fratura dental.¹

O método dos elementos finitos é uma ferramenta numérica conhecida por ser um instrumento de resolução de diversos problemas estruturais complexos em multi-escala, tipicamente usado na engenharia.^{32,33,34} A notável vantagem na utilização deste tipo de método é a representação detalhada de modelos físicos reais.^{33,35,36} Este método de análise computacional consiste em criar modelos matemáticos digitais, a fim de analisar o efeito de forças de tensão e outras propriedades físicas externas distribuídas sobre objetos, tais como tecidos artificiais de estruturas anatômicas humanas.^{32,37}

A estrutura estudada é dividida em vários pequenos segmentos de fácil representação numérica chamados elementos finitos, os quais são conectados entre si por pontos nodais.^{33,35} Segundo Norton,³⁴ o método de elementos finitos consiste

em três etapas, incluindo o pré-processamento, *Solver* e pós-processamento. O pré-processamento consiste da inserção das propriedades dos materiais, formação da malha dos elementos,³⁴ condições de contorno, (representando as restrições externas do objeto). O *solver* se dá pela compilação dos dados inseridos no pré-processamento, realizados por *softwares*. O pós-processamento consiste da simulação de tensões aplicadas no objeto como a tensão equivalente de von-Mises.³⁴ Esta tensão representa um comportamento energético dissipado semelhante ao real.³⁴ A tensão equivalente de von-Mises é amplamente utilizada por abranger a distribuição das tensões de tração, compressão e cisalhamento em resposta a uma carga aplicada no objeto de estudo de forma multiaxial (envolvendo eixos X, Y e Z).^{1,34} A exibição dos resultados está relacionada à visualização de uma escala de cores, em que cada tonalidade representa a faixa de tensões geradas a estrutura.²⁴

2 REVISÃO DE LITERATURA

Paqué *et al.*,⁸ estudaram a geometria final nos 4 mm apicais de 60 molares (180 canais) superiores após o preparo com 6 instrumentos (FlexMaster, GT Rotary, Lightspeed, ProFile, ProTaper e limas manuais). O preparo apical foi realizado com limas de calibres #40 nos canais mesio-vestibulares e disto-vestibulares e #45 no palatino, com exceção da GT Rotary (#20) e ProTaper (#25 mesmo e disto-vestibular e #30 no palatino). Cada dente foi escaneado por micro-tomografia antes e depois do preparo endodôntico. O valor de mudanças no volume do canal e a superfície não tratada foram testados usando a análise de variância e testes de Scheffé. Todos os instrumentos proporcionaram áreas mais arredondadas e aumento do diâmetro do conduto. No geral, os canais mesio-vestibulares obtiveram maior arredondamento nas secções transversais comparado aos canais palatinos. Ainda, as áreas não tocadas pelos instrumentos no interior do conduto variaram de 4% a 100% que foram maiores nos canais mesio-vestibulares e palatinos do que os disto-vestibulares. Concluíram que a geometria apical foi afetada diferentemente para cada instrumento. O GT Rotary, que apresentava menor calibre, deixou mais paredes intocadas apresentando menor potencial de limpeza, o que pode afetar a desinfecção dos condutos.

No ensaio clínico randomizado de Saini *et al.*,⁹ avaliaram o efeito da quantidade de preparo em relação ao primeiro instrumento que se adapta à porção apical. Uma amostra de 167 pacientes foram divididos em 5 grupos (A, B, C, D e E) os quais os canais foram aumentados 2, 3, 4, 5 e 6 instrumentos, respectivamente, maiores que a lima equivalente ao do diâmetro anatômico. Após um ano, 129 pacientes foram reavaliados e imagens radiográficas radiolúcidas sugestivas de lesões apicais foram comparadas e analisadas. Após a realização dos testes de Kruskal-Wallis, teste U de Mann-Whitney, teste do qui-quadrado, e Wilcoxon, observaram que casos sanados são diretamente proporcionais ao aumento do calibre do instrumento utilizado. Porém, a análise estatística evidenciou que o grupo A apresentou pouca significância quando comparados aos outros grupos. Por isso, concluíram que o alargamento apical com 3 instrumentos além do primeiro é adequada, sendo que o maior alargamento não oferece benefícios adicionais.

Hecker *et al.*,¹³ investigaram secções transversais da porção apical dos canais de pré-molares com a finalidade de recomendar o quantidade de preparo endodôntico ideal. Foi utilizado 140 pré-molares extraídos, sendo 86 superiores e 54 inferiores. O comprimento de trabalho foi estabelecido após esvaziamento do canal e posteriormente foram utilizados instrumentos sem corte, utilizados para determinar o diâmetro equivalente ao comprimento de trabalho. As raízes foram seccionadas em duas partes na porção apical para relacionar a estimativa realizada pelo instrumento com a real medida. O aumento apical de pré-molares superiores com dois condutos e inferiores com um conduto foi realizado com 6 instrumentos além do diâmetro inicial resultou em instrumentação de 71% a 75% das paredes dos canais, enquanto a utilização de 8 instrumentos atingiu 82% a 96% da área. Nos pré-molares superiores com um canal, o uso do instrumento de calibre #30 resultou em apenas 37% de área atingida, enquanto #40 atingiu 63%. Concluíram que pré-molares superiores com dois canais devem ser instrumentados com 6 limas além do diâmetro apical, enquanto nos pré-molares superiores com um canal devem ser aumentados por mais 8 limas.

Ferreira *et al.*,¹⁷ realizaram uma revisão sistemática para estabelecer uma correlato entre diferentes cinemáticas e resistência cíclica à fadiga dos instrumentos rotatórios. Ao todo, quatro pesquisadores independentes pesquisaram artigos publicados a partir de janeiro de 2005 nas bases de dados Medline (Pubmed), EMBASE, Web of Science, Scopus e Google acadêmico, utilizando os termos: endodontia; limas rotativas em níquel-titânio; rotação contínua; movimento alternativo; fadiga cíclica. Foram identificados 75 artigos, dos quais 32 se enquadraram nos critérios de inclusão. Em 20 artigos foram realizadas análises específicas, que descreviam movimentos alternativos e contínuos na fadiga cíclica dos instrumentos. Como resultado, a maioria dos artigos mostraram que movimentos reciprocantes aumentam a resistência à fadiga dos instrumentos endodônticos em comparação a rotação continuada.

Mohammadian *et al.*,¹⁴ compararam em seu estudo *in vitro* o transporte apical usando o sistema rotatório RaCe NiTi e limas pré-curvadas de aço-inox em contra-ângulo recíprocante devido a importância da manutenção da conformação original do canal no preparo endodôntico. A amostra abrange canais mesio-vestibulares de 40 primeiros e segundos molares inferiores extraídos, com curvatura

de 20 a 45 graus. A amostra foi dividida em dois grupos (n=20). O primeiro grupo foi preparado com o instrumento rotatório RaCe (FKG Dentaire, La-Chaux-de Fonds, Switzerland) utilizando limas de calibres #15 a #30 com 2% de conicidade, usando a técnica coroa-ápice. No segundo grupo foi utilizado limas de aço-inox de calibres #15 a #30, pela técnica seriada em contra-ângulo da NSK (Nakanishi Inc., Tokyo, Japan). Radiografias foram realizadas nos sentidos vestibulo-lingual e mesio-distal antes e após a instrumentação endodôntica, as quais foram sobrepostas usando o *software* Adobe Photoshop CS3 (Version10.0, Adobe Systems Incorporated, SanJose, CA, USA) para análise de retificação (teste student's *t*) e transporte apical (teste de Mann Whitney U) nos 5 mm apicais através de subtração digital. Não foi constatado diferença significativa entre os dois grupos no grau de retificação e transporte apical. Porém, na vista vestibulo-lingual perceberam que limas de aço-inox em contra-ângulo causaram maior transporte apical nos 0.5 e 1 mm apicais. Concluíram que os dois sistemas utilizados foram muito semelhantes em termo de retificação e transporte apical, por isso, limas de aço-inox em contra-ângulo recíprocante podem ser uma alternativa complementar no preparo endodôntico.

Versluis *et al.*,³⁸ pesquisaram a influência da conicidade do instrumento durante o alargamento do canal radicular na distribuição de tensões na raiz dental. Modelos digitais de incisivos inferiores com canais arredondados e ovais foram criados para análise de elementos finitos. As simulações do preparo endodôntico foram realizadas com ProTaper F1, F2, F3 e ProFile calibre #30 com conicidade de 4% e #30 com conicidade 0.06. Então, as tensões geradas por cargas incididas no elemento dental foram visualizadas. Os resultados mostraram que canais circulares apresentaram maior uniformidade na distribuição de tensões nas paredes do canal, enquanto canais ovalados apresentam maior concentração de tensão na porção vestibular e lingual, com maior áreas de estresse nos terços médio e cervical da estrutura dental do que no apical. O preparo de canais ovais produziu redução de concentrações de estresse em 15% por se tornarem mais arredondadas. As regiões medial e distal tiveram concentrações de estresse moderadas, pois foram minimamente afetadas pelo preparo. Ainda, as áreas de estresse aumentaram na estrutura dental quando a quantidade de desgaste dentinário se foi realizada em maiores proporções. Concluíram neste estudo que canais com perfis com secção

mais arredondadas com conicidade suave apresentam menor potencial de suscetibilidade à fratura devido à melhor distribuição de tensões.

Missau *et al.*,²² avaliaram a carga de falha por fadiga, número de ciclos de falha e sobrevivência de caninos com tratamento endodôntico e com retratamento. Sessenta caninos extraídos, cada um com um único canal radicular, foram selecionados e divididos aleatoriamente em 4 grupos (n = 4): dentes sem intervenção endodôntica; dentes preparados (submetidos apenas a instrumentação com Protaper Universal); dentes com tratamento endodôntico completo (obturados com condensação lateral); e retratados. As amostras foram submetidas ao teste de fadiga pelo método: 200 N (5.000 ciclos de carga), 300 N, 400 N, 500 N, 500 N, 600 N, 800 N e 900 N, no máximo, 30.000 ciclos cada ou até a ocorrência de fratura. Os dados de carga até falha e número de ciclos de fratura foram registrados e submetidos aos testes de Kaplan-Meier, Log Rank e Weibull. Os grupos retratados, com tratamento completo e não tratados apresentaram estatisticamente significativamente maiores cargas de falha por fadiga e número de ciclos por falha do que o grupo preparado. A análise Weibull não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os dentes tratados para carga até a falha e número de ciclos por falha, embora, por número de ciclos, o módulo Weibull mais alto tenha sido observado nos grupos obturados e retratados. Concluíram que dentes submetidos a tratamento endodôntico completo e retratamento se comportaram de maneira semelhante em termos de carga por falha por fadiga e número de ciclos a falha quando comparados com dentes não tratados.

Zandbiglari *et al.*,²⁰ compararam a força necessária para ocorrência de fratura dental em caninos preparados endodonticamente e não-preparados e a capacidade do cimento AH plus de aumentar a resistência estrutural. Três grupos (n=24) foram instrumentados, cada um com um sistema diferente: limas GT, FlexMaster ou limas manuais de aço-inox. Doze dentes de cada grupo foram obturados com gutta-percha e AH Plus. Um último grupo (n=12) foi utilizado como controle. A força utilizada para fratura foi mensurada e ANOVA, Scheffé, e *t* test foram usados para análise estatística. Os resultados evidenciaram maior resistência no grupo controle. O grupo preparado com limas GT se mostrou mais suscetível do que aqueles instrumentados com FlexMaster ou manualmente. Entre os dentes obturados e não-obturados com AH Plus não houveram diferenças significativas. Concluíram que quanto maior a conicidade do instrumento, maior o enfraquecimento

estrutural. Ainda, a realização de obturação utilizando AH Plus não influenciou no aumento da resistência dental.

Lam *et al.*,¹⁵ determinaram cargas de fratura nas raízes dentais após o preparo do canal de através de diferentes técnicas. Foram utilizadas raízes mesio-vestibulares de molares inferiores extraídos, sendo a amostra dividida em 3 grupos (n=13), cada um instrumentado com um sistema específico, incluindo limas manuais de aço-inox (limas K) (Mani Inc., Nakaakutsu, Takanezawa, Machi, Tochigi-ken, Japan), Lightspeed (Light-speed Technology Inc., San Antonio, TX) e Greater Taper (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK). Após a obturação, a carga vertical foi aplicada em cada elemento dental até a formação de fratura. A análise estatística foi realizada utilizando ANOVA e o teste Tukey HSD. A carga média para produção de fratura foi de 4.4 kg em K-files, 9.1 kg no grupo preparado com Lightspeed e 6.1 kg para Greater Taper. Não foram encontradas diferenças significativas entre os três grupos. Por isso, concluíram que quanto o aumento do calibre e conicidade não aumentaram a suscetibilidade de fratura radicular.

Watanabe *et al.*,³⁹ realizaram um estudo transversal para determinar valores padrões e alterações da função oral relacionadas a idade. Foram selecionados 4.720 pacientes idosos com idade acima de 65 anos, divididos em três grupos (robusto, pré-frágil, e frágil) de acordo com testes físicos detalhados. A fragilidade foi definida de acordo com a presença de limitações em três ou mais dos cinco fatores como mobilidade, força, resistência, atividade física e nutrição. O número de dentes presentes e dentes funcionais foram contados e a força oclusal e espessura do músculo masseter foram medidas, juntamente com o status sócio-demográfico e funcional, comorbidades e química do sangue. Perceberam que o número de dentes presentes, força oclusal e espessura do músculo masseter diminuíram com a idade. O grupo frágil apresentou significativamente menos dentes presentes (mulheres com idade ≥ 70), menor força oclusal (mulheres com idade ≥ 70 ; homens com idade ≥ 80), menor espessura do músculo masseter do que o grupo robusto. A análise multivariada indicou que idade pelo escore da Geriatric Depression Scale, escore no exame, hipertensão, diabetes mellitus, níveis de albumina e triglicerídeos e função oral foram significativamente associados à fragilidade. Concluíram que diferenças relacionadas à idade relacionadas a função oral foram encontradas em idosos.

Indivíduos frágeis haviam função oral significativamente pior do que indivíduos pré-frágeis e robustos.

Taha *et al.*,²³ realizaram este estudo *in vitro* com o objetivo avaliar o efeito da variação nos desenhos das margens dentais e espessuras oclusais na resistência a fratura e na falha de dentes endodonticamente tratados que apresentam coroas endocrown. Ao todo, 4 grupos de 8 molares (B2, B3.5, S2, S3.5) foram preparados para receberem restaurações cerâmicas do tipo endocrown realizadas por Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM). O grupo B2 engloba os dentes preparados em que não há proteção de cúspides, com espessura oclusal de 2 mm. Ao grupo B3.5 também pertencem dentes sem proteção de cúspides, porém com espessura oclusal de 3,5 mm. O grupo S2 contempla dentes preparados que apresentam proteção das cúspides que apresentam espessura oclusal de 2 mm. O grupo S3.5 também apresenta proteção de cúspides, porém com espessura de 3,5 mm. Após a cimentado de cada restauração protético, foi realizado tratamento térmico de envelhecimento para teste de resistência à fratura. Em todas as amostras foram aplicadas cargas verticais na fossa central de superfícies oclusais em uma máquina de teste universal (Zwicky Z010, Zwick GmbH & Co, Ulm, Alemanha) até a ocorrência de fratura. Perceberam que os grupos S2 e S3.5 resultaram em valores médios significativamente maiores de resistência à fratura quando comparados aos grupos B2 e B3.5. Ainda, no grupo S3.5 houve a necessidade de maior valor de carga para a ocorrência de fratura. O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para avaliar a normalidade dos dados e assumiu-se que os dados eram normalmente distribuídos. O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado com a finalidade de avaliar a normalidade dos dados, os quais foram os dados foram considerados normalmente distribuídos. O teste do qui-quadrado foi realizado para avaliação dos modos de fratura e o teste *t* independente foi utilizado para estudar o efeito de cada um dos fatores na resistência à fratura. No entanto, os resultados não foram estatisticamente significantes em relação à espessura da restauração. Quanto a avaliação dos modos de fratura não houveram diferenças estatisticamente significantes entre os modos de falha dos grupos testados.

Sedgley *et al.*,⁴⁰ compararam propriedades biomecânicas (resistência de cisalhamento, dureza, tenacidade e carga de fratura) em 23 dentes com tratamento endodôntico prévio e contra-laterais vitais. A análise foi realizada com *t* test,

revelando não haver diferença significativa para força de cisalhamento, tenacidade e carga máxima que induz fratura. Porém, a dentina quando em dentes com vitalidade dental, se apresentou 3,5% mais rígida. Portanto, concluíram que pela semelhança das propriedades mecânicas, os dentes tratados endodonticamente não se tornam mais quebradiços que os vitais. Entretanto, sugerem que a perda cumulativa de estrutura dentária por cárie, trauma e procedimentos restauradores e endodônticos são responsáveis pelo enfraquecimento estrutural e fratura do elemento.

Eken *et al.*,¹ analisaram a tensão causada por sistemas mecanizados em modelos radiculares de resina fotopolimerizada de segundo pré-molar inferior, o qual apresenta canal oval. Os modelos foram instrumentados por OneShape (MicroMega, Besancon, França); ProTaper Universal (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK); WaveOne (Dentsply Maillefer, Baliza, Suíça); Mtwo (VDW, Munique, Alemanha); Twisted File (Kerr Dental, Orange, CA); ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental) e limas manuais (controle). Em seguida, cada modelo foi submetido ao escaneamento por micro-tomografia e modelos digitais foram criados para análise de elementos finitos. Apenas a carga de 300 N foi aplicada no sentido axial e oblíquo (45°). Os valores máximos de tensão foram encontrados principalmente na incidência oblíqua e no modelo instrumentado com ProTaper Universal. Porém, quando a carga foi aplicada verticalmente, maiores valores de tensão máxima foram gerados no modelo preparado com WaveOne na sua porção mais cervical. Twisted File e limas manuais mostraram menores valores de tensão e distribuição homogênea de estresse, respectivamente. Concluíram com esta pesquisa que de acordo com a distribuição e valores das tensões nos modelos, instrumentos manuais e WaveOne apresentam menor probabilidade de ocorrência de fratura radicular.

Yıkılğan *et al.*,²⁵ analisaram as tensões formadas em forças oblíquas e verticais incididas em segundos pré-molares superiores tratados endodonticamente com Protaper F3, obturados com gutta-percha e restaurados com resina composta em diversas extensões, através de análise de elementos finitos. Ao todo, 12 modelos 3D foram criados com variações de restaurações: cobrindo duas cúspide, cúspide palatina, utilização de pino de fibra na área oclusal e restauração MOD convencional. Em conclusão, todos os modelos, forças oblíquas (45°) causaram maior estresse do que forças verticais. Encontraram também que materiais de baixo módulo de elasticidade causam maior estresse dos que apresentaram módulo de

elasticidade semelhante ao dos tecidos dentinários. A cobertura de cúspides, uso de fibra, não afetam a formação de estresse no dente após o tratamento endodôntico.

Taha *et al.*,⁴¹ avaliaram a resistência à fratura e seus os padrões em dentes obturados com restaurações diretas de resina composta sob carga estática e fadiga cíclica. Cavidades MOD com acesso endodôntico foram realizadas em 48 pré-molares, os quais foram divididos em 3 diferentes grupos: 1- Restauração em resina composta, 2- Forramento do assoalho da cavidade acima da gutta-percha com cimento ionômero de vidro seguido pela restauração com resina composta. 3- Cimento ionômero de vidro foi aplicado para na parede axial acima da gutta-percha e nas caixas proximais com 1,5mm/2mm de espessura, então restaurados com incrementos de resina composta. Após a realização das restaurações, os dentes foram armazenados em uma incubadora a 37°C em 100% de umidade por 24 horas. Oito amostras em cada grupo foram submetidas a carga de fadiga escalonada incidida em 45° ao longo eixo do dente na inclinação palatina da cúspide vestibular: uma carga de pré-condicionamento de 100 N (5.000 ciclos), seguida de carga de 200 N com 30.000 ciclos incrementando 50 N até a fratura. Os 8 dentes restantes de cada grupo foram submetidos a cargas estáticas até a fratura. A carga de fratura, número de ciclos e padrões de fratura foram registrados para análise de variância bidirecional e testes de Bonferroni. Os dentes restaurados do grupo 2 e 3 foram significativamente mais fracos que o grupo 1 (Grupo 1- 490 N, Grupo 2- 379 N e Grupo 3- 352 N) em cargas estáticas. Foi reduzido significativamente a força de fratura em dentes submetidos a fadiga cíclica (Grupo 1- 310 N, Grupo 2- 265 N e Grupo 3- 264 N). A descolagem inicial ocorreu antes da fratura do dente. Todas as falhas foram predominantemente adesiva antes da ocorrência de fratura da cúspide vestibular. Concluíram que restaurações realizadas com resinas compostas apresentaram resistência à fratura significativamente maior do que outras restaurações. Os dentes submetidos à fadiga cíclica falharam com menor carga comparado as dentes que passaram por carga estática.

Gomes de Oliveira *et al.*,²⁶ verificaram os diferentes padrões de contatos oclusais no deslocamento dentário utilizando modelos tridimensionais de maxila e mandíbula para análise de elementos finitos. Os modelos foram baseados por tomografia computadorizada de um jovem adulto com dentição permanente completa, com exceção dos terceiros molares. A estrutura foi desenhada pelo

programa CATIA e a malha de elementos finitos foi realizada pelo software MSC/Nastran. Quatro padrões oclusais foram utilizados: 1- contato oclusal padrão; 2- remoção de contatos marginais mesiais e tripoidismo mesial; 3- remoção de contatos marginais distais e tripoidismo distal; 4- semelhante ao padrão 3, porém com a adição de contatos em incisivos superior e inferiores. Os resultados da pesquisa evidenciaram que pequenas mudanças no padrão dos contatos oclusais resultaram em um desequilíbrio de forças e conseqüentemente alterações do posicionamento dentário. Todas as simulações mostram deslocamento dos dentes posteriores para a mesial. As alterações mais significativas foram verificadas no padrão 4. Concluíram que esses padrões podem explicar a ocorrência de apinhamento dental de incisivos superiores e inferiores por conta destas pequenas variações de contatos oclusais.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivos Gerais

Este trabalho teve como objetivo analisar a influência do preparo endodôntico variando conicidade e calibre dos instrumentos na aplicação de cargas oclusais com diferentes angulações.

3.2 Objetivos Específicos

- Escolha do elemento dental de estudo;
- Adaptação do modelo digital, inserção das propriedades estruturais;
- Avaliar a influência das angulações de 90°, 45° e 20° no padrão da distribuição de forças utilizadas entre cada carga (30N, 90N, 270N e 810N);
- Observar o padrão de distribuição entre as cargas em cada angulação;
- Observar o padrão da localização da área de tensão máxima em cada incidência;
- Avaliar a influência do aumento do calibre e conicidade dos instrumentos selecionados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Modelo do elemento dental

Para este estudo, foi utilizado um modelo geométrico de pré-molar inferior retirado na plataforma *Sketchfab*,⁴² o qual foi reconstruído em um *software CAD* (*Computer Aided Design*) denominado *SpaceClaim*® (*SpaceClaim Corporation*, Concord, MA, EUA) e adaptado por valores de medidas estruturais físicas médias. O segundo pré-molar inferior foi escolhido por apresentar raiz uni-radicular em 92%,⁴³ em 89,3% um canal,⁴³ anatomia coronária com pouca complexidade e presença de curvatura para a distal (39,8%) na região apical¹⁸ com comprimento médio de 22,3 mm.^{44,45} De acordo com Wu *et al.*⁴⁶ este elemento tem aproximadamente 0,28 mm de diâmetro anatômico em sua constrição apical máxima à 1 mm do forame dental, enquanto Hecker, *et al.*¹³ encontraram 0,26 mm. Por isso, escolhemos o valor de 0,27 mm. A especificações das medidas à 1, 2 e 5 milímetros do forame apical estão representados na Tabela 1.⁴⁶ O esmalte deve apresentar cerca de 2,5 mm de espessura na porção oclusal e 1,25 na porção média,⁴⁷ mensuração constante de 0,20 mm de ligamento periodontal.³⁷

4.1.1 Estrutura dental

O modelo 3D foi transferido ao *software* Ansys 19 (*Ansys Inc.*, Canonsburg, Pa), e cada estrutura do modelo dental, tais como esmalte, dentina (ortotrópicos), polpa, ligamento periodontal e osso cortical, tiveram seus módulos de elasticidade (rigidez relativa de um material - quanto maior o seu valor, mais rígido o material que se dá pela razão entre tensão e deformação exercidas em um material),⁴⁸ coeficiente de *Poisson* (deslocamento de um objeto após aplicação de força axial com redução de dimensão no sentido vertical e alongamento no sentido horizontal),⁴⁸ *Shear coefficient* (resistência ao cisalhamento)⁴⁸ (Tabelas 2-5)^{49,50} e microdureza de Vickers (teste realizado através da penetração de ponta em forma de pirâmide no objeto, a fim de analisar a sua resistência)⁴¹ da dentina e esmalte (Tabela 6)^{51,52} inseridos no programa.

Tabela 1. Representação das medidas dos diâmetros do canal do pré-molar (oval) inferior com único conduto.

	Distância do forame apical		
	1 mm	2 mm	5 mm
Vestíbulo-lingual	0,35	0,4	0,76
Mesio-distal	0,27	0,32	0,49

Fonte: Adaptado de Wu MK, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2000 Jun;89(6):739-43. doi: 10.1067/moe.2000.106344.

Tabela 2. Módulo de elasticidade (MPa) e coeficiente de *Poisson* (ν) das estruturas isotrópicas.

Estruturas	Módulo de elasticidade (MPa)	Coeficiente de <i>Poisson</i> (ν)
Polpa	2,07	0,45
Ligamento periodontal	68,9	0,45
Osso cortical	13700	0,30

Fonte: Adaptado de Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvão AM, Montes TC, Pereira AG, Reis BR, Coleman TA, Grippo JO. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. Aust Dent J. 2015 Sep;60(3):309-16. doi: 10.1111/adj.12233 e Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. Dent Mater. 2009 Jan;25(1):67-73. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.015.

Tabela 3. Módulo de elasticidade (MPa) de esmalte e dentina.

Estruturas	Módulo de elasticidade (MPa)		
	Longitudinal (L)	Transversal (T)	Z
Esmalte	73720	63270	63270
Dentina	17070	5610	5610

Coordenadas: Longitudinal (L), direção paralela ao longo eixo do dente; Transversal (T), perpendicular a L; e relação anisotrópica (Z).

Fonte: Adaptado de Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvão AM, Montes TC, Pereira AG, Reis BR, Coleman TA, Grippo JO. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. Aust Dent J. 2015 Sep;60(3):309-16. doi: 10.1111/adj.12233 e Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. Dent Mater. 2009 Jan;25(1):67-73. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.015.

Tabela 4. *Shear coefficient* (MPa) do esmalte e dentina.

Estrutura	Shear coefficient (MPa)		
	Longitudinal (L)	Transversal (T)	Z
Esmalte	20890	24070	20890
Dentina	1700	6000	1700

Coordenadas: Longitudinal (L), direção paralela ao longo eixo do dente; Transversal (T), perpendicular a L; e relação anisotrópica (Z).

Fonte: Adaptado de Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvão AM, Montes TC, Pereira AG, Reis BR, Coleman TA, Grippo JO. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. Aust Dent J. 2015 Sep;60(3):309-16. doi: 10.1111/adj.12233 e Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. Dent Mater. 2009 Jan;25(1):67-73. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.015.

Tabela 5. Coeficiente de *Poisson* (ν) de esmalte e dentina.

Estrutura	Coeficiente de <i>Poisson</i> (ν)		
	Longitudinal (L)	Transversal (T)	Z
Esmalte	0,23	0,45	0,23
Dentina	0,30	0,33	0,30

Coordenadas: Longitudinal (L), direção paralela ao longo eixo do dente; Transversal (T), perpendicular a L; e relação anisotrópica (Z).

Fonte: Adaptado de Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvão AM, Montes TC, Pereira AG, Reis BR, Coleman TA, Grippo JO. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. Aust Dent J. 2015 Sep;60(3):309-16. doi: 10.1111/adj.12233 e Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. Dent Mater. 2009 Jan;25(1):67-73. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.015.

Tabela 6. Valores de microdureza de Vickers (HV) do esmalte e dentina.

Estrutura	Microdureza Vickers (HV)
Esmalte	274,8
Dentina	65,6

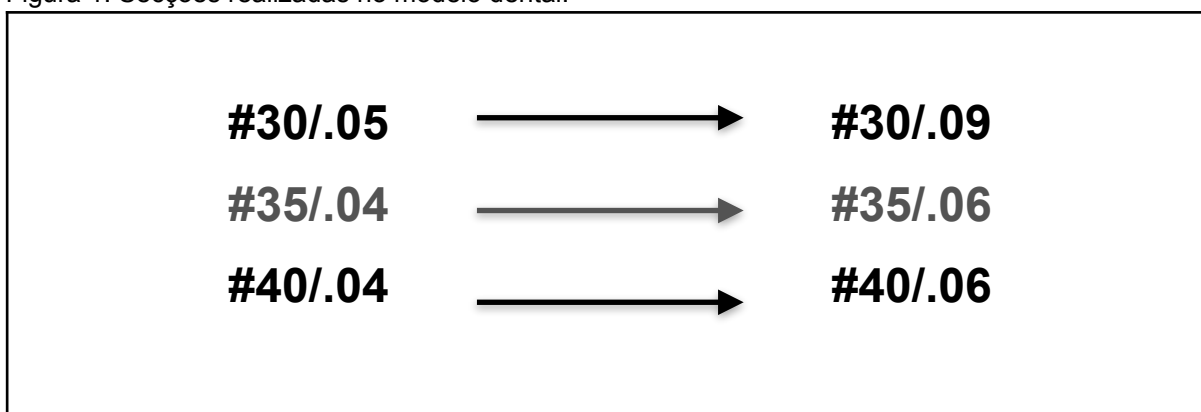
Fonte: Adaptado de Chun K, Choi H, Lee J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. J Dent Biomech. 2014 Feb 6;5:1758736014520809. doi: 10.1177/1758736014520809 e Craig RG, Peyton FA. The micro-hardness of enamel and dentin. J Dent Res. 1958 Aug;37(4):661-8. doi: 10.1177/00220345580370041301.

4.1.2 Quantidade de instrumentação

A partir do primeiro modelo de controle (hígido), outros 6 modelos dentais idênticos foram gerados no mesmo *software*. Para cada modelo, o canal original foi reconstruído conforme a conicidade e calibre especificada por cada sistema de lima. Portanto, somente dados como diâmetro inicial e *taper*, serão levados em conta para esta pesquisa. O procedimento de modelagem de cada pré-molar para simulação do preparo endodôntico do conduto foi baseado na criação de secções na raiz, com a alteração do diâmetro do canal sendo cada uma delas equivalente ao de cada medida do instrumento (Figura 1).

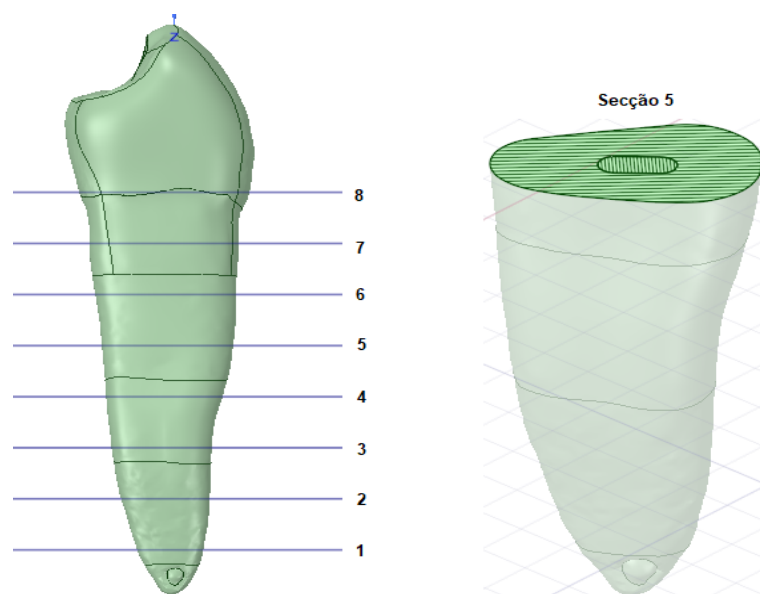
Apesar de não haver instrumento que corresponde exatamente ao diâmetro apical devido a possibilidade do mesmo ser oval,^{3,9} e devido aos valores representados na Tabela 1, estabelecemos o valor de máxima constrição através de uma média 0,27 mm.^{13,46} Portanto, o primeiro instrumento que propicia melhor adaptação na porção apical é de número #30. Limas de calibres #30, #35 e #40 foram utilizadas para simulação deste preparo, com variações de conicidades (Figura 2). Os instrumentos utilizados foram #30/.05, #35/.04 e #40/.04 da MTWO (VDW, Munich, Germany), #30/.09 Protaper Universal (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), #35/.06 WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e #40/.06 Reciproc Blue (VDW, Munich, Germany) por apresentarem o diâmetro inicial necessário para a pesquisa e variarem a conicidade entre si.

Figura 1. Secções realizadas no modelo dental.



Fonte: o autor.

Figura 2. Instrumentos utilizados para preparo endodôntico representados por: "#calibre e "/.XX" conicidade.



Fonte: o autor.

4.1.3 Materiais obturador e restaurador

O material obturador gutta-percha tem suas propriedades mecânicas inseridas no limite de 1 mm aquém do forame apical se estendendo até a junção amelodentinária, enquanto o material restaurador Filtek Z250 (3M/ESPE, St Paul, MN) tem limites delimitados entre a superfície oclusal e material obturador. Módulo de elasticidade e coeficiente de *Poisson* referentes a gutta-percha³³ e resina composta,^{53,54} estão representados na tabela 7, enquanto a resistência à flexão e microdureza de Knoop representados pela tabela 8.⁵⁵

Tabela 7. Representação do módulo de elasticidade (MPa) e coeficiente de *Poisson* (ν) dos materiais restauradores.

	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente <i>Poisson</i> (ν)
Gutta-percha	0,69	0,45
Filtek Z250	187000	0,308

Fonte: Adaptado de Bonessio N, Pereira ES, Lomiento G, Arias A, Bahia MG, Buono VT, Peters OÁ. Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-Wire and NiTi alloys. Int Endod J. 2015 May;48(5):441-50. doi: 10.1111/iej.12333; Craig RG, Peyton FA. The micro-hardness of enamel and dentin. J Dent Res. 1958 Aug;37(4):661-8. doi: 10.1177/00220345580370041301 e Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Effect of occlusal loading and mechanical properties of resin composite on stress generated in posterior restorations. Am J Dent. 2014 Jun;27(3):129-33

Tabela 8. Resistência à flexão (MPa) e microdureza de Knoop (KHN).

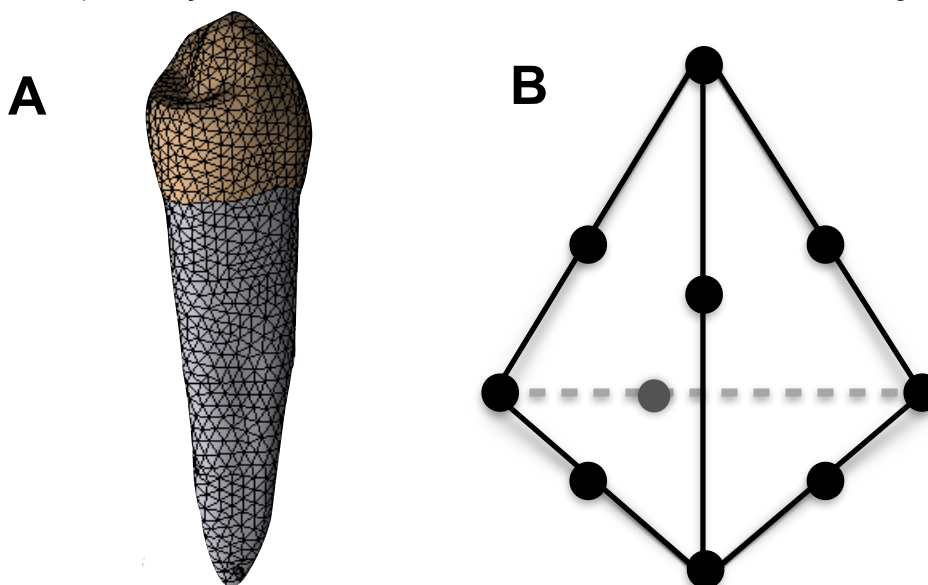
	Resistência à flexão (MPa)	Microdureza de Knoop (KHN)
Filtek Z250	157,71	85,88

Fonte: Adaptado de Catelan A, Santo MR, Menegazzo LM, Moraes JC, dos Santos PH. Effect of light curing modes on mechanical properties of direct and indirect composites. Acta Odontol Scand. 2013 May-Jul;71(3-4):697-702. doi: 10.3109/00016357.2012.715193.

4.2 Método dos elementos finitos (*Finite Element Method* - FEA).

A malha gerada pelo software (Figura 3.A) abrange elementos tetraédricos (Figura 3.B) de segunda ordem que variam entre 15.706 e 17.452, enquanto há de 24.958 até 28.757 pontos nodais.

Figura 3. A- Representação da malha dos elementos. B- Elemento tetraédrico de segunda ordem.



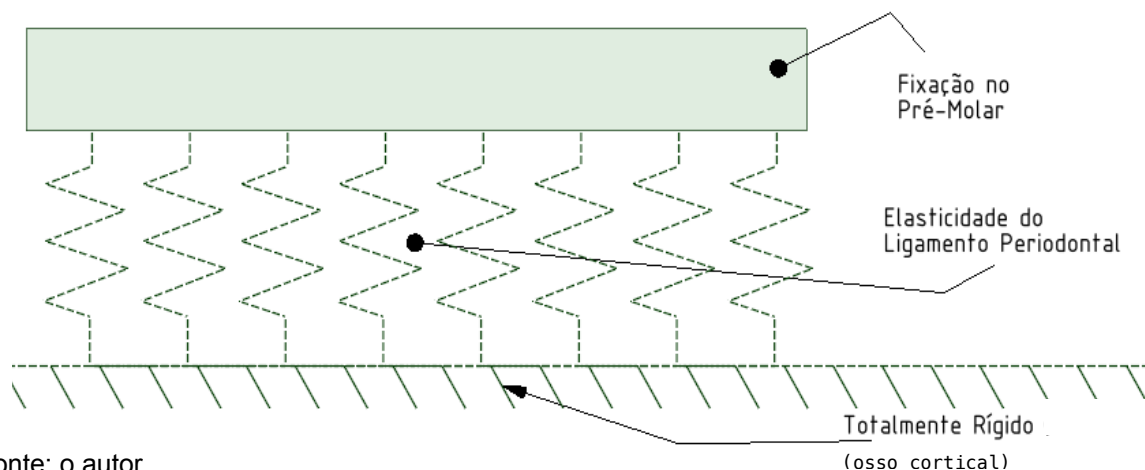
Fonte figura A: o autor.

Fonte figura B: Adaptado de Norton, Robert L. Projeto de máquinas [recurso eletrônico]: uma abordagem integrada / Robert L. Norton ; [tradução: Konstantinos Dimitriou Stavropoulos ... et al.]. – 4. ed. – Dados eletrônicos. – Porto Alegre : Bookman, 2013.

4.2.1 Condição de contorno

Com a finalidade de reproduzir a mobilidade fisiológica atribuída ao dente pelo ligamento periodontal, simulando com melhor precisão a dissipação das forças incididas nos modelos dentais, toda a região radicular foi submetida à fixação *Elastic Support* oferecida pelo Ansys 19 (Figura 4).

Figura 4. Representação da fixação *Elastic Support* utilizada.

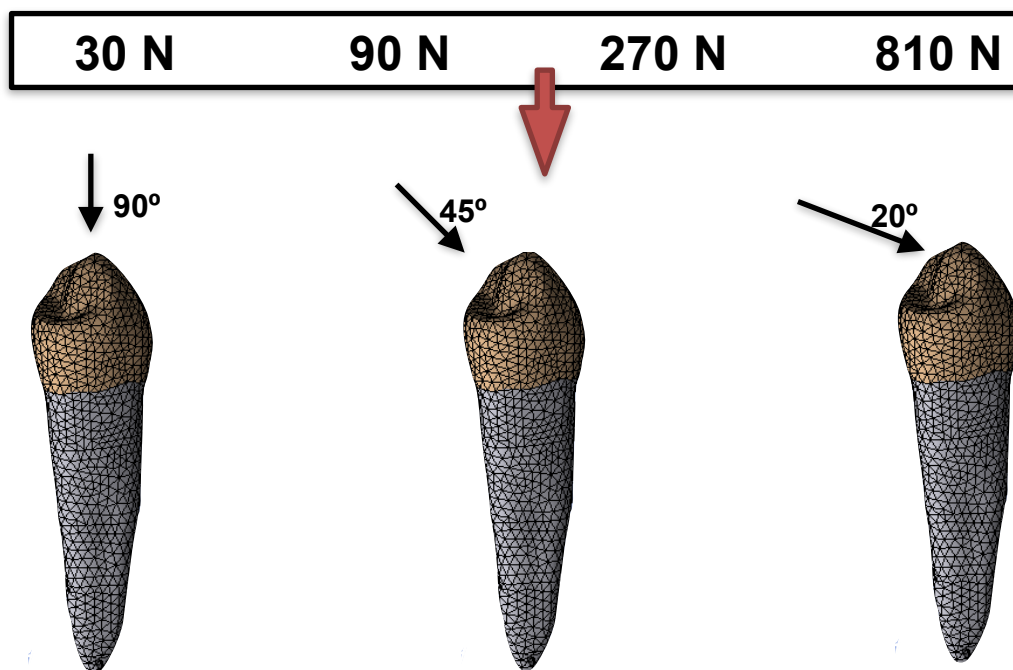


Fonte: o autor.

4.2.2 Aplicação de forças

Tensão Equivalente de von-Mises foi aplicada nos sete modelos (Figura 5). Segundo Shinogaya *et al.*,⁵⁶ a região de pré-molares em dentados completos na região de pré-molares apresentam 140,4 N de força oclusal do lado direito e 108,4 N do lado esquerdo. Cada um desses valores foram divididos por 4 para identificarmos carga em apenas um elemento. E para unificar os valores de ambos os lados foi realizado média aritmética, chegando em aproximadamente 30 N. De acordo com No estudo de Capar *et al.*¹⁶ a carga máxima de fratura em pré-molar foi de 271 N. Então, escolhemos a carga de 270 N com variações aleatórias para 90 N e de 810 N para visualização do comportamento da formação de tensão. Cada carga utilizada foi aplicada em angulações de 90° representando a posição dental em oclusão, 45° para interferência dental e 20° para lateralidade⁵⁰ em todos os modelos 3D.

Figura 5. Representação da aplicação das cargas oclusais nas incidências de 90°, 45° e 20° com o plano oclusal.



Fonte: o autor.

5 RESULTADOS

Ao todo 84 simulações computacionais foram geradas a partir da aplicação de cargas de 30 N, 90 N, 270 N e 810 N em cada incidência (90°, 45° e 20°) nos modelos digitais utilizados: hígido, #30/.03, #30/.09, #35/.04, #35/.06, #40/.04 e #40/.06.

Observamos diferentes distribuições de tensão máxima nas cargas em 90°, 45° e 20°. Para carga de 30 N notamos que a angulação de 45° gerou maior distribuição de tensão máxima (Figura 7, 7.1, 7.2 e 7.3), enquanto a mesma carga em 20° gerou menores áreas na superfície radicular (Figura 8, 8.1, 8.2 e 8.3), em comparação em 90° (Figura 6, 6.1, 6.2 e 6.3). A sequência decrescente de quantidade de pontos de tensão máxima é representada por $45^\circ > 90^\circ > 20^\circ$.

Ao aplicar a carga de 90 N, notamos a diminuição da área de tensão máxima na incidência de 90° e o aumento em 20°, enquanto houve manutenção na distribuição em 45°, como é observado na sequência decrescente de $45^\circ > 20^\circ > 90^\circ$ (Figura 9, 9.1, 9.2, 9.3, 10, 10.1, 10.2, 10.3, 11, 11.1, 11.2, 11.3).

Na força aplicada em 270 N obtivemos padrões semelhantes das realizadas em 30 N, representada por $45^\circ > 90^\circ > 20^\circ$ (Figura 12, 12.1, 12.2, 12.3, 13, 13.1, 13.2, 13.3, 14, 14.1, 14.2, 14.3).

Em 810 N observamos menor área de concentração máxima de tensão em 45° e 20° e grande aumento em 90° ($90^\circ > 20^\circ > 45^\circ$) (Figura 15, 15.1, 15.2, 15.3, 16, 16.1, 16.2, 16.3, 17, 17.1, 17.2, 17.3).

Com relação ao padrão de distribuição de tensão máxima em cada angulação, notamos que a incidência de 90° demonstrou aumento de área de tensão máxima gerada com aumento das forças aplicadas (810 N > 270 N > 90 N > 30 N) como representado na Figura 18.

Já a angulação de 45° apresentou comportamento inverso a angulação de 90° na distribuição do estresse, apresentando diminuição da área de concentração máxima com o aumento das cargas oclusais (30 N > 90 N > 270 N > 810 N) (Figura 19).

A inclinação em 20° apresentou variação de padrão, em que houve um aumento da área de tensão máxima de 30 N para 90 N, com diminuição de 90 N para 270 N e de 270 N para 810 N ($90^\circ > 30^\circ > 270^\circ > 810^\circ$) (Figura 20).

Com a variação das cargas de 30 N, 90 N, 270 N e 810 N, observamos semelhanças nos padrões na localização de tensão máxima nos modelos dentais como está representado nas Figuras 15, 16 e 17. Tais forças ao serem aplicadas em 20° e 90° produziram áreas de tensão máxima em regiões de curvaturas interna (na porção distal) enquanto em 45°, foram notadas nas faces linguais em sentido longitudinal ao longo eixo dos modelos. Ainda, as variações numéricas de forças máximas formadas entre os modelos de mesma cargas nas diferentes incidências não foram relevantes, pois apresentam valores próximos.

As cargas aplicadas em cada incidência (90°, 45° e 20°) foram avaliadas para determinação da influência do aumento de calibre e da conicidade dos instrumentos selecionados (#30/.05, #30/.09, #35/.04, #35/.06, #40/.04 e #40/.06) na amplitude da área de tensão máxima. Tanto o aumento do calibre, quanto o aumento da conicidade não foram determinantes para alterações no aumento da área ou padrão da tensão máxima. Então observamos que maiores cargas e os tipos de angulações foram os fatores determinantes na formação de estresse na estrutura dental.

Figura 6 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 30 N incidida em 90°.

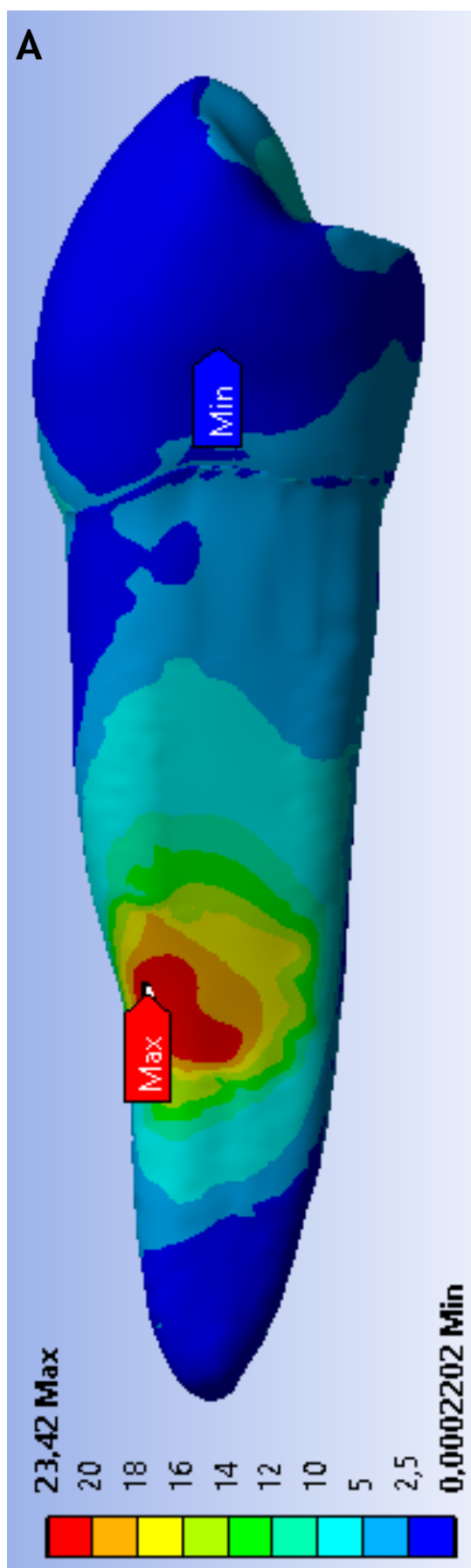


Figura 6.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 30 N incidida em 90°.

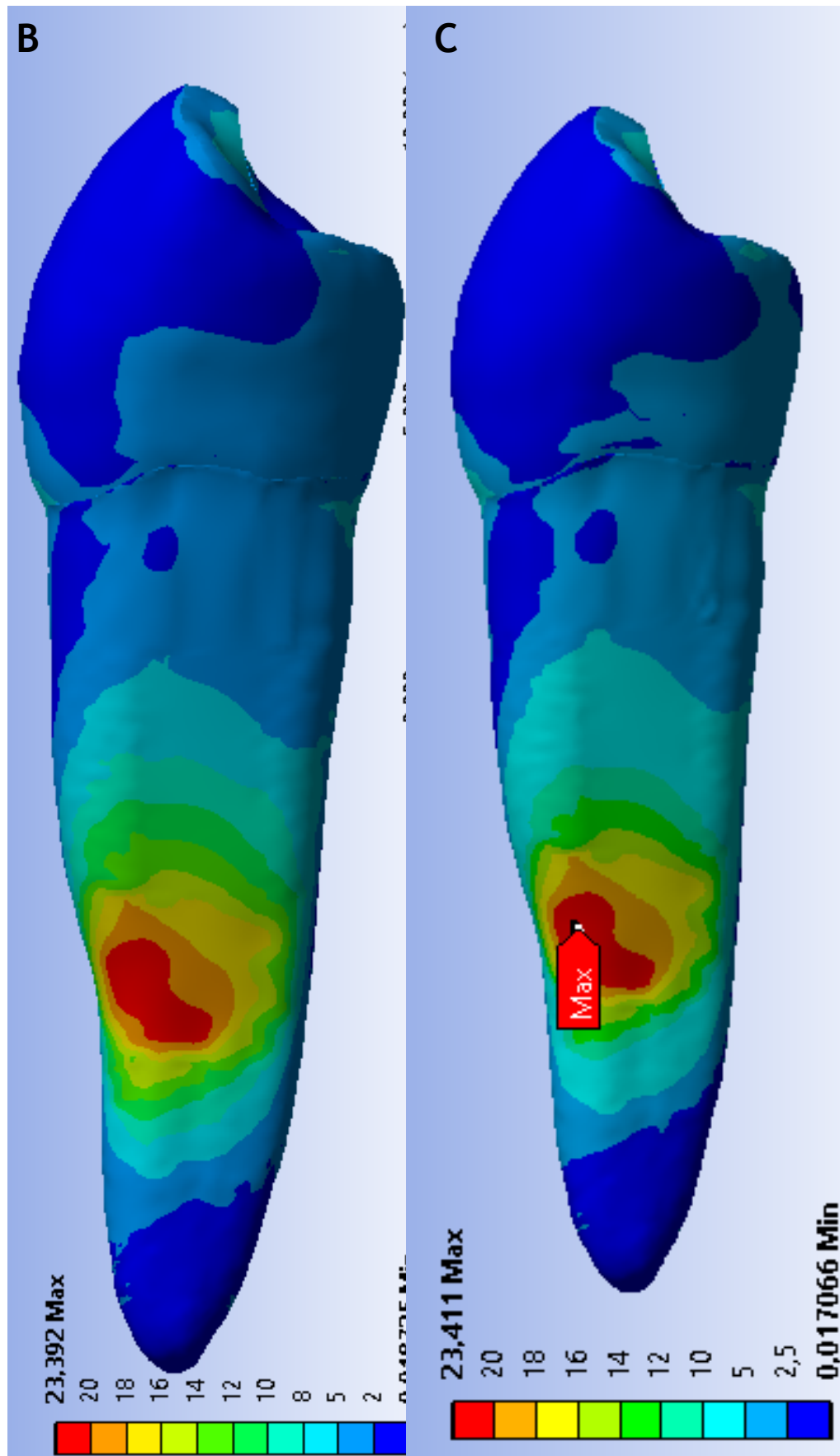


Figura 6.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 90°.

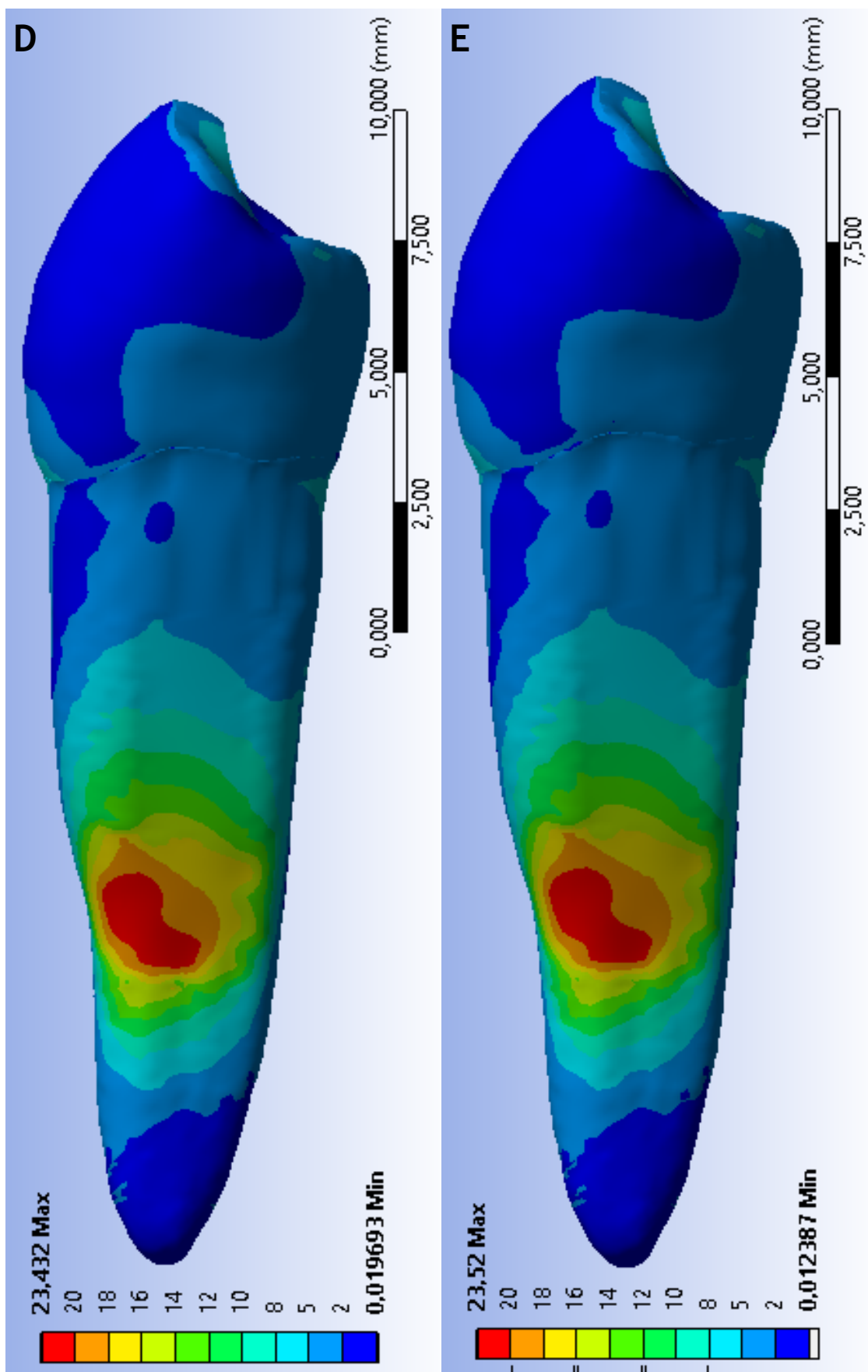


Figura 6.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 90°.

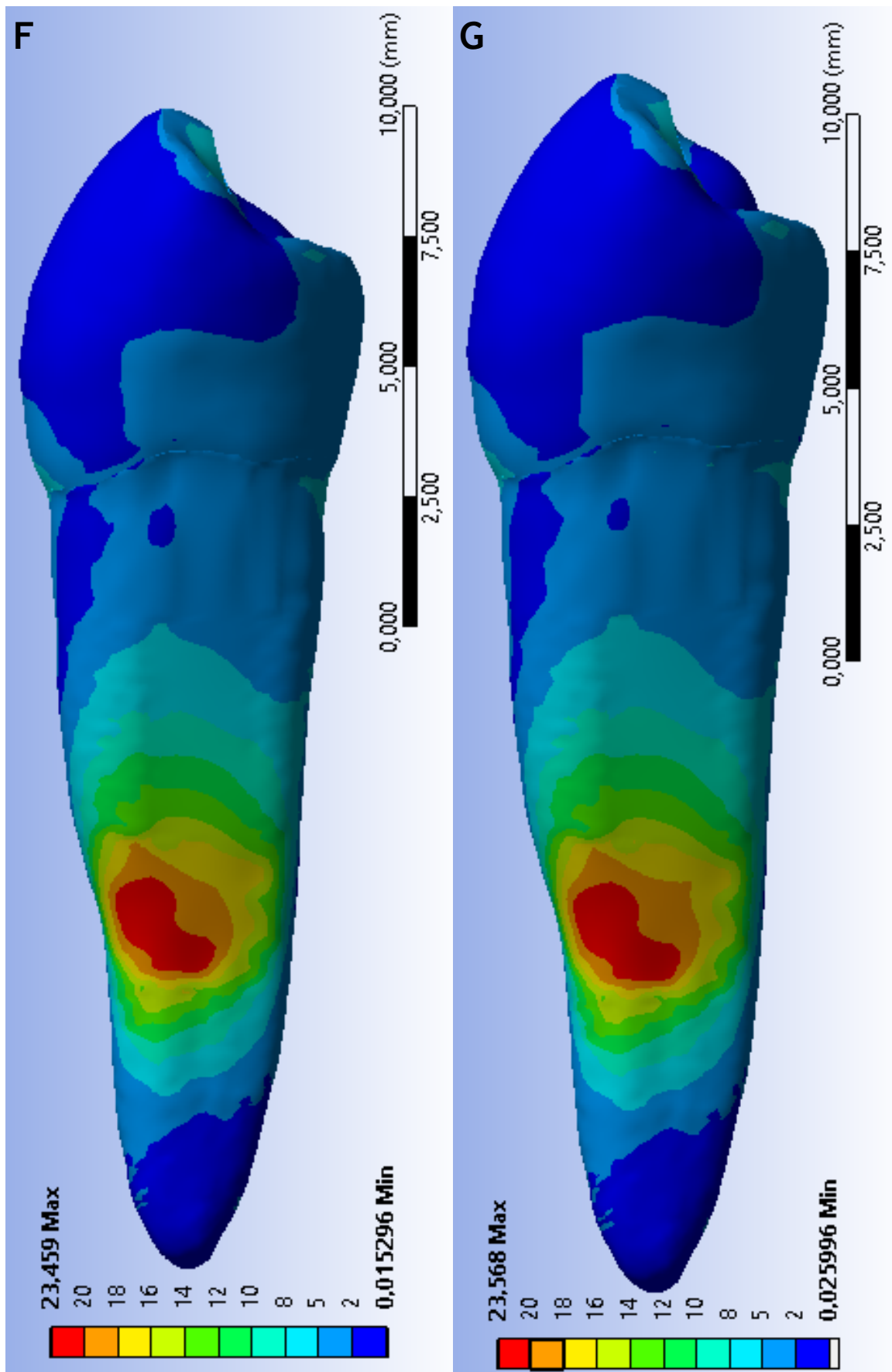


Figura 7 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 30 N incidida em 45°.

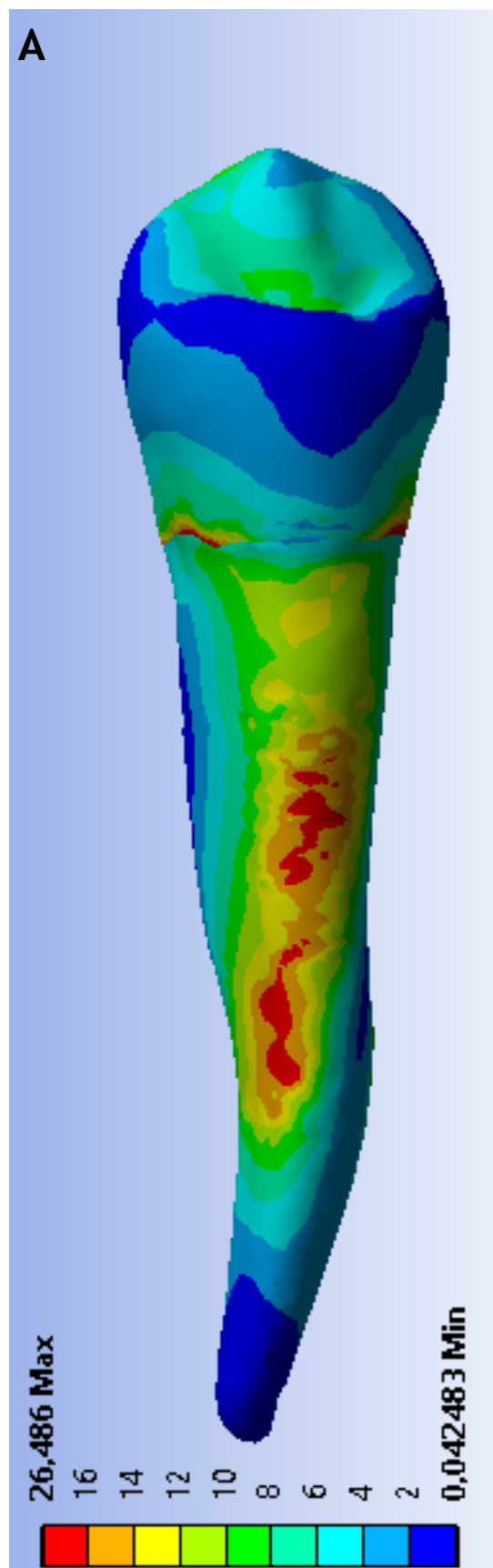


Figura 7.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 30 N incidida em 45°

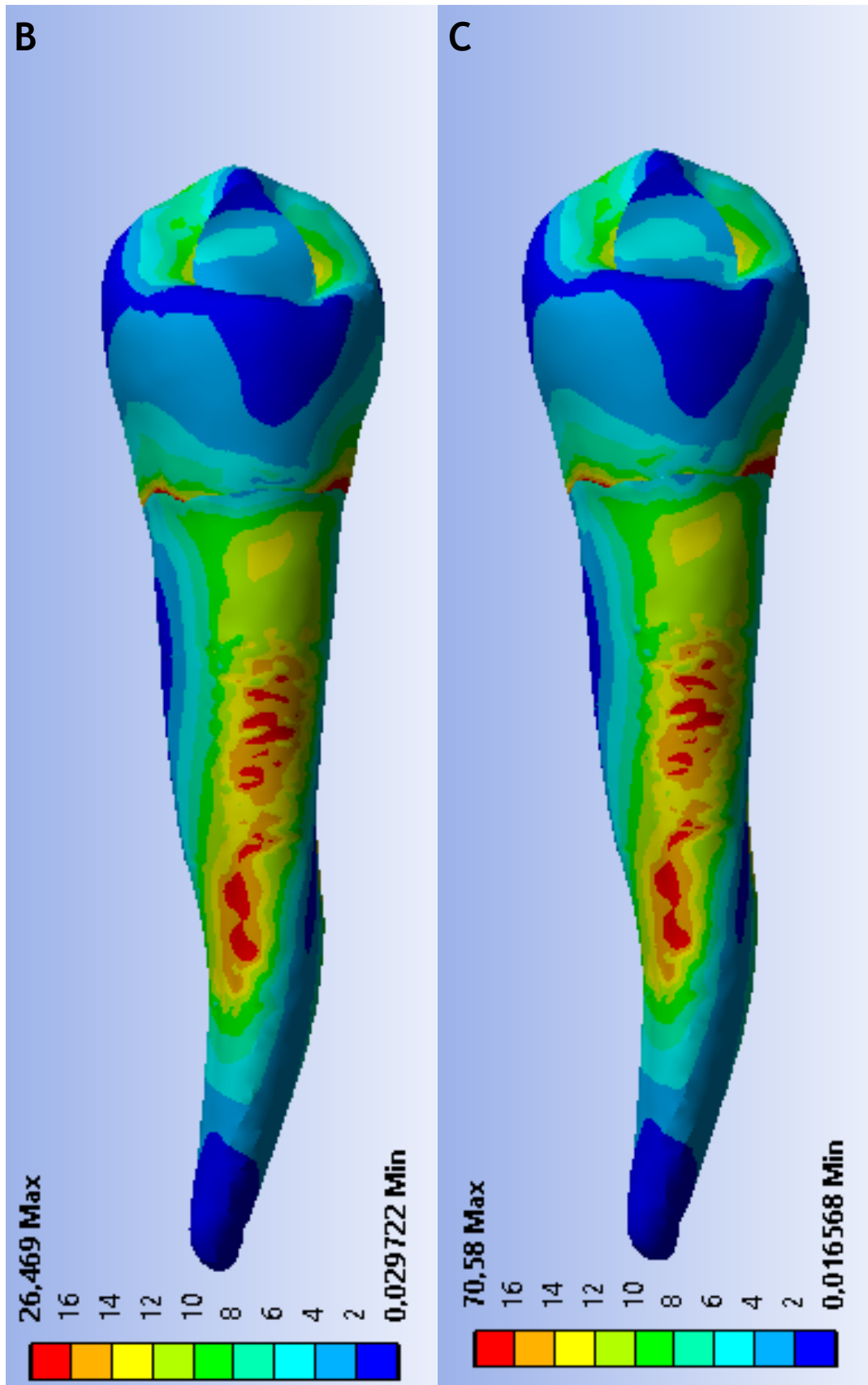


Figura 7.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 45°.

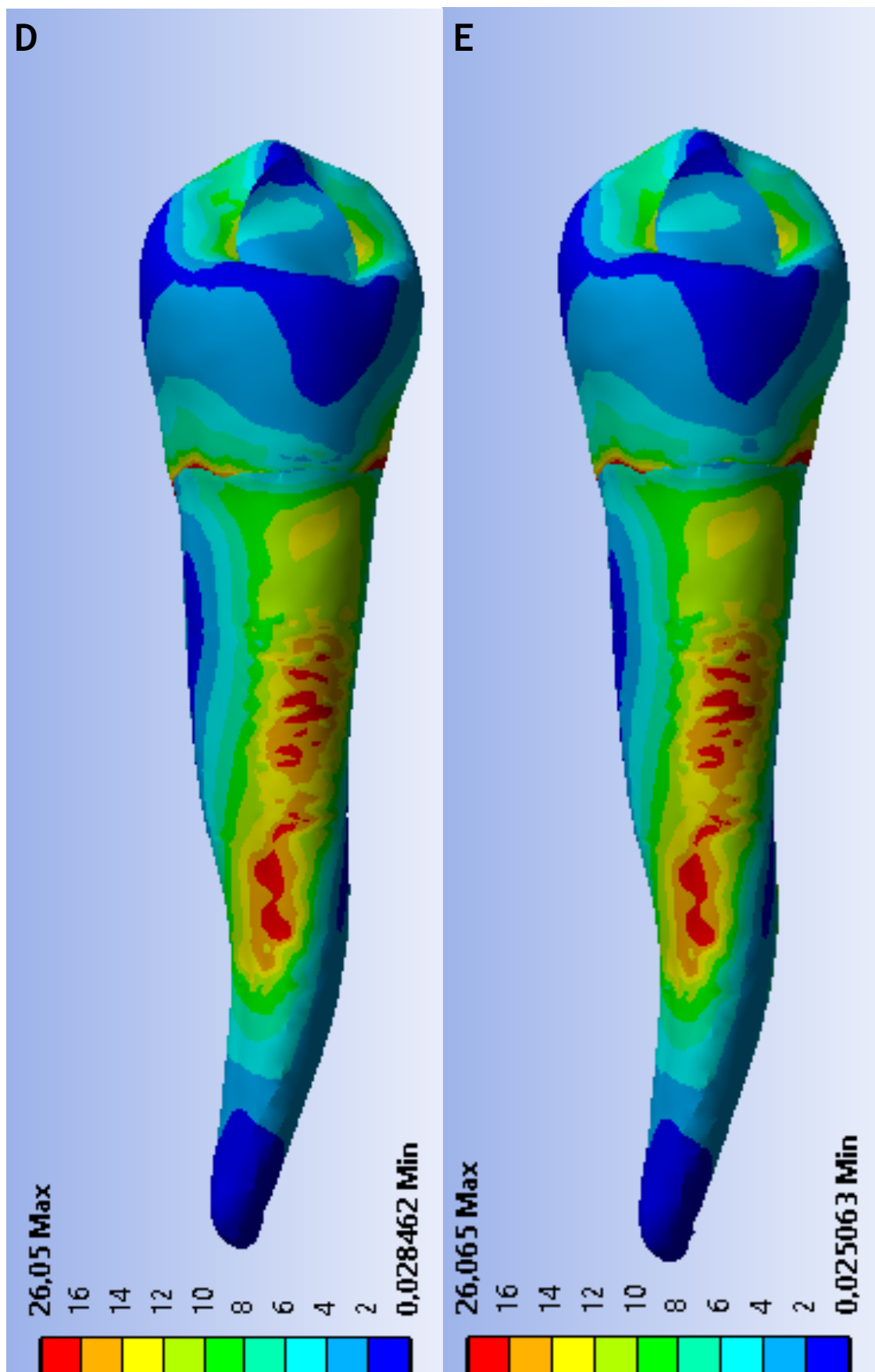


Figura 7.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/04 e G- #40/06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 45°

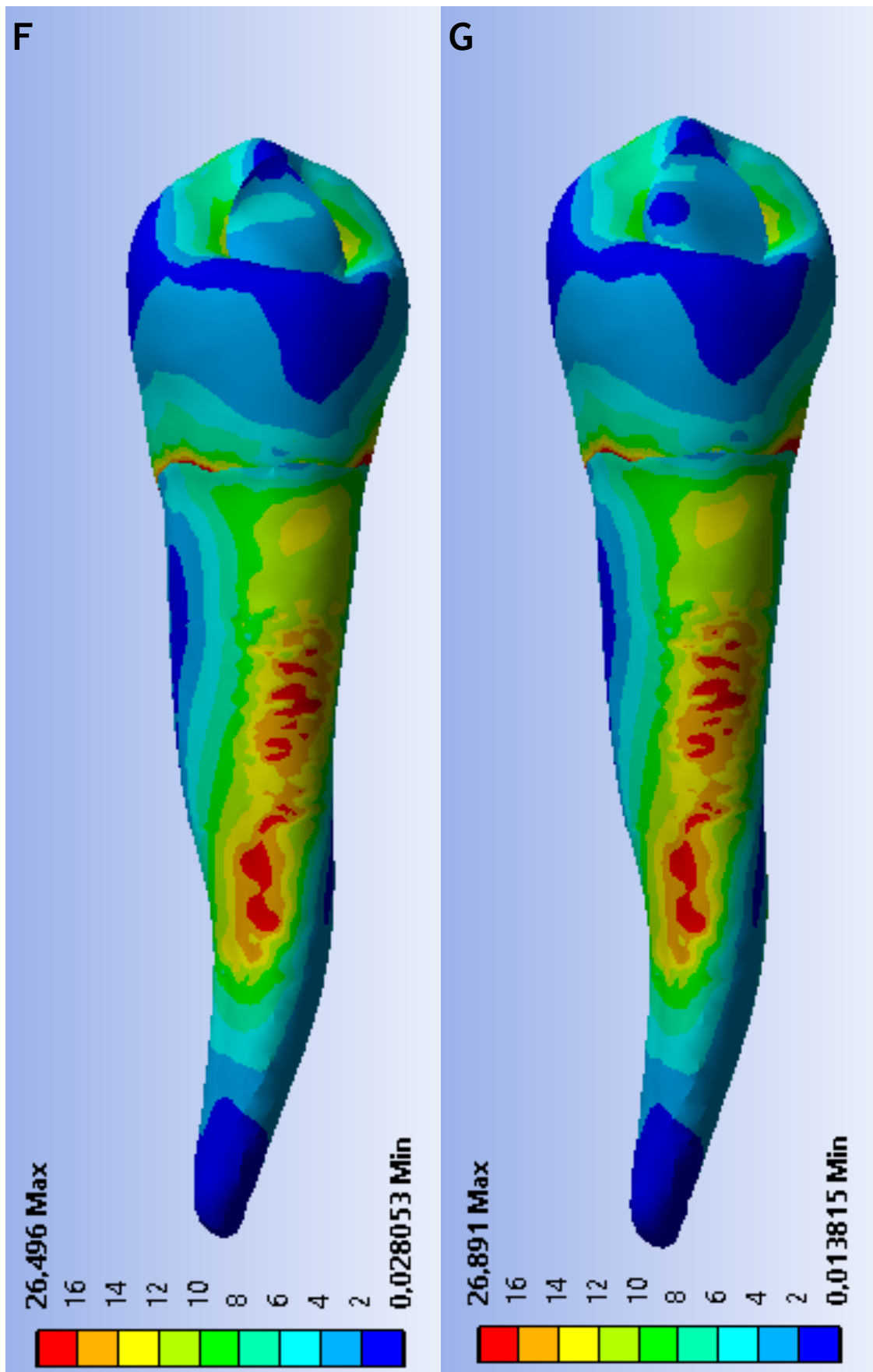


Figura 8. - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 30 N incidida em 20°.

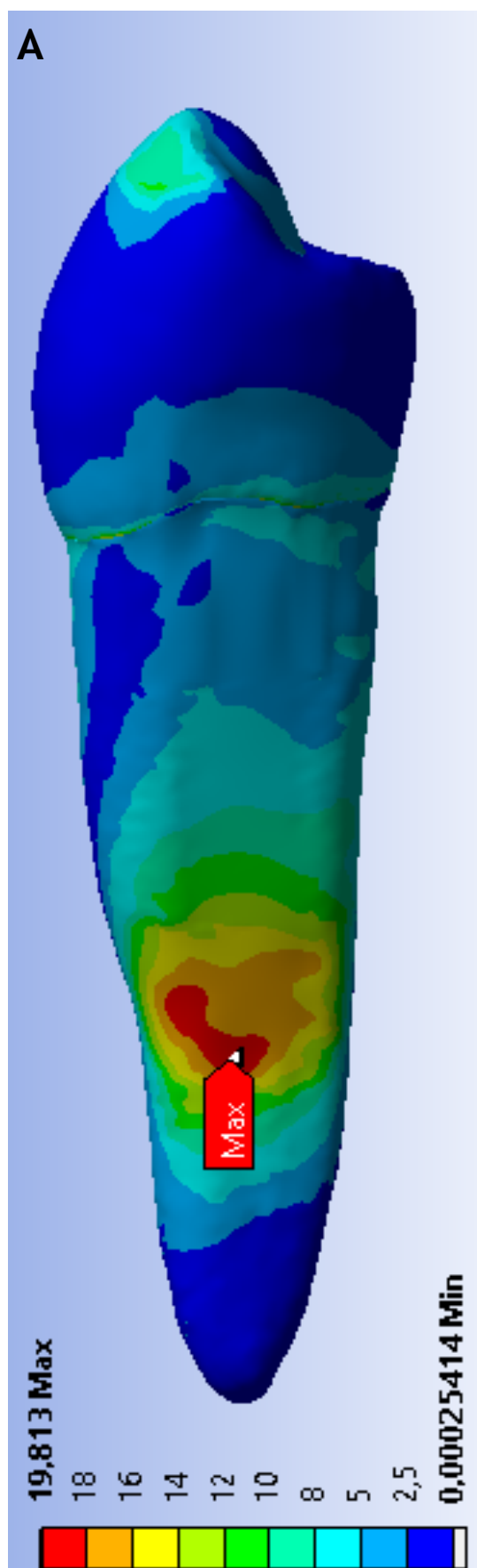


Figura 8.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/05 e C- #30/09 com aplicação de carga de 30 N incidida em 20°.

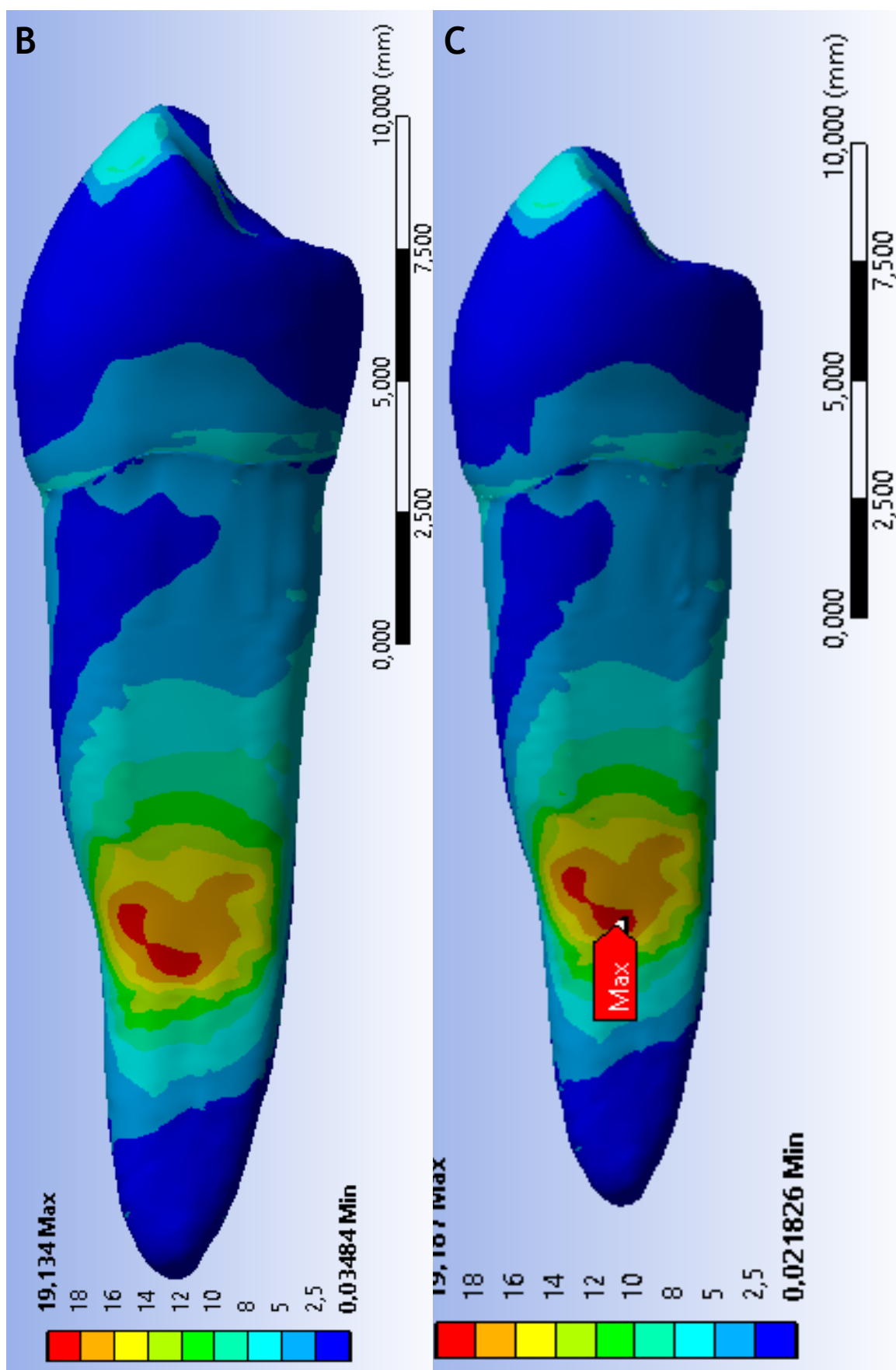


Figura 8.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 20°.

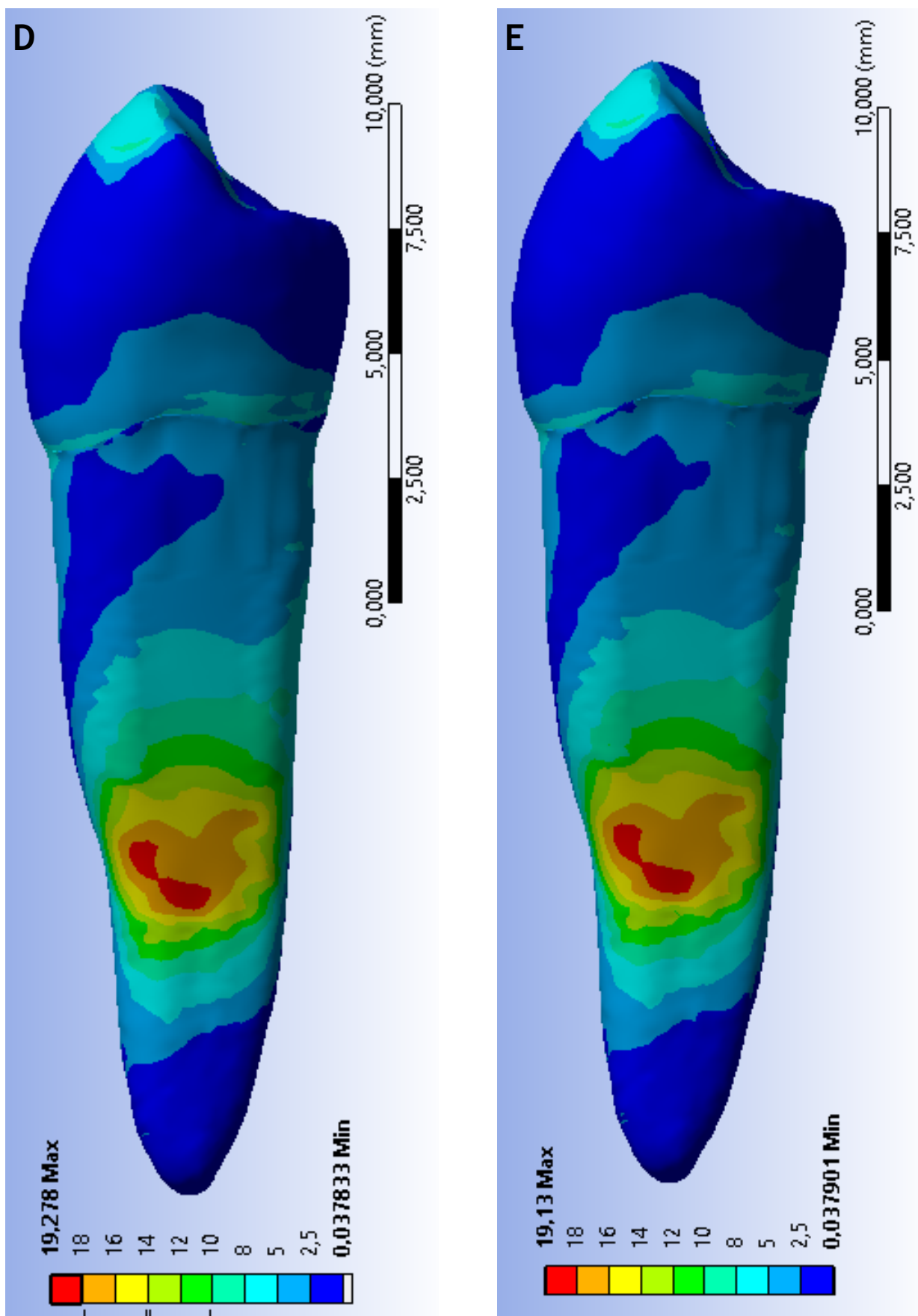


Figura 8.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/04 e G- #40/06 com aplicação de carga de 30 N incidida em 20°.

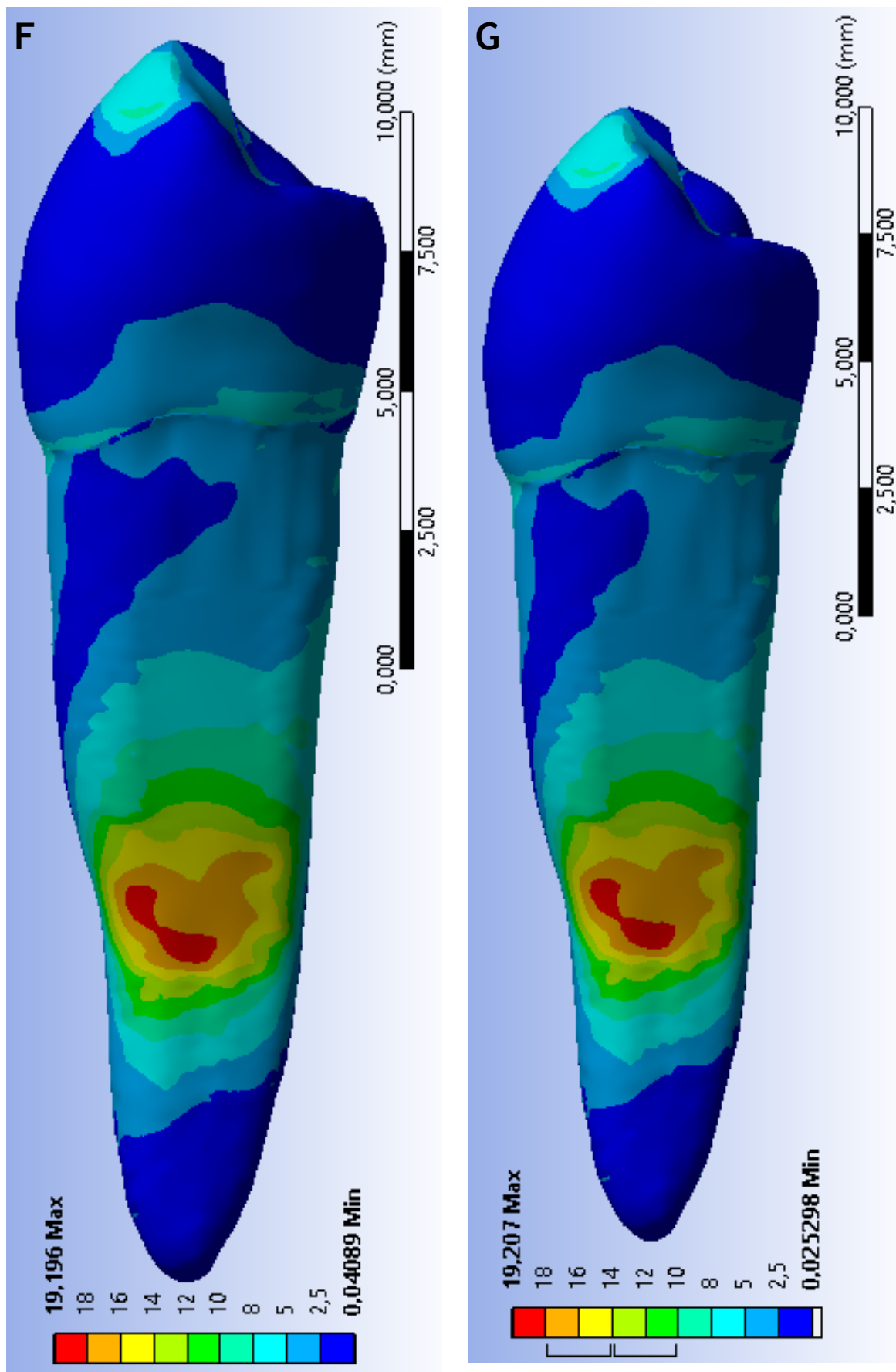


Figura 9. - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 90 N incidida em 90°.

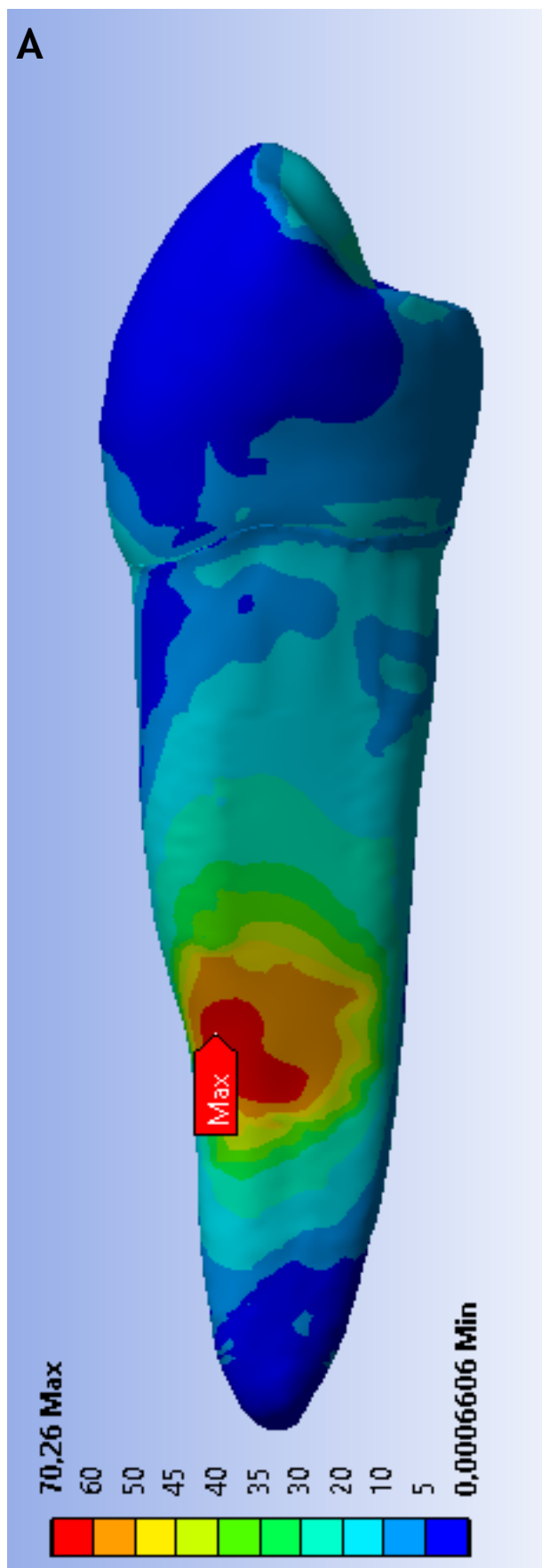


Figura 9.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 90 N incidida em 90°.

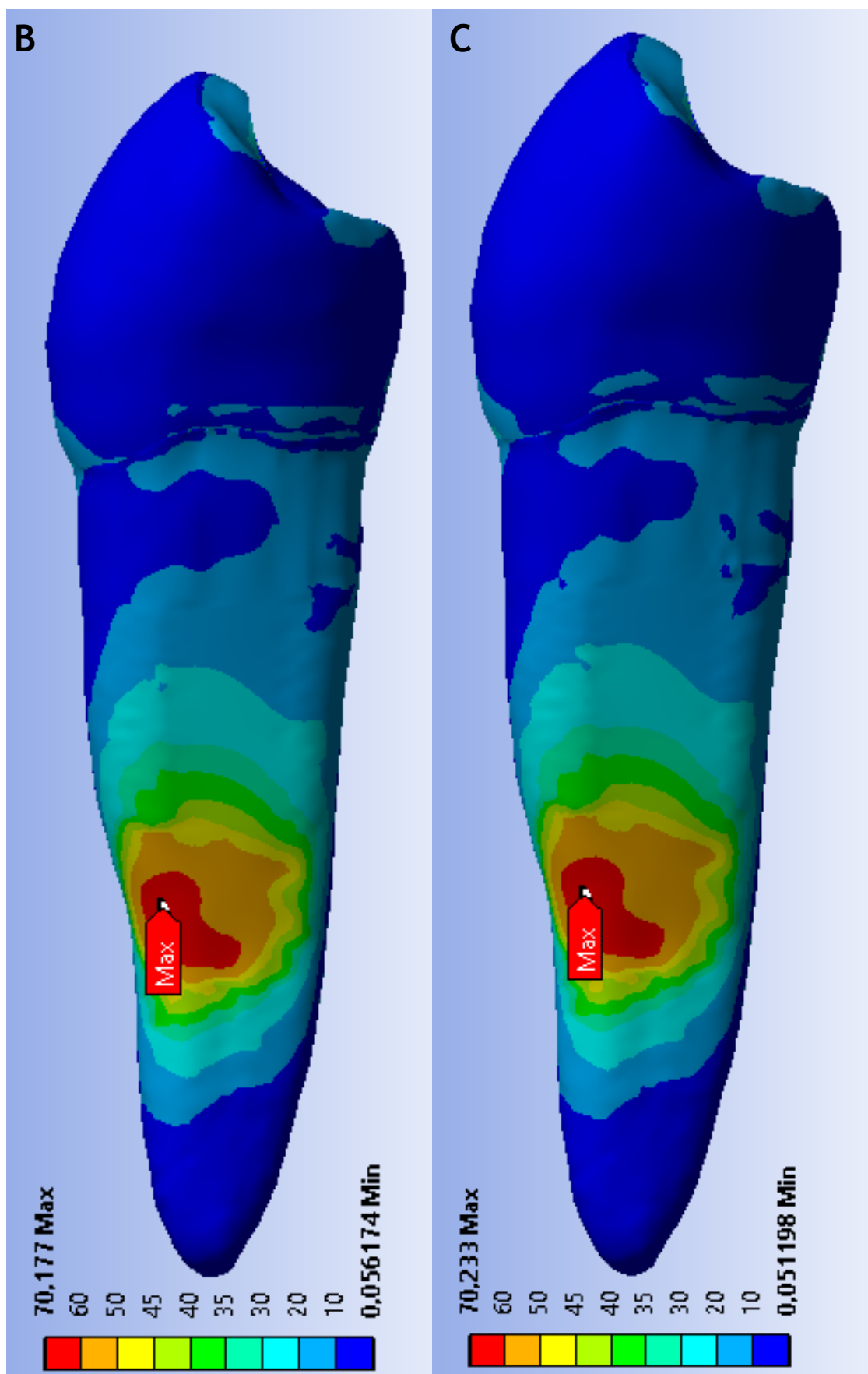


Figura 9.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 90°.

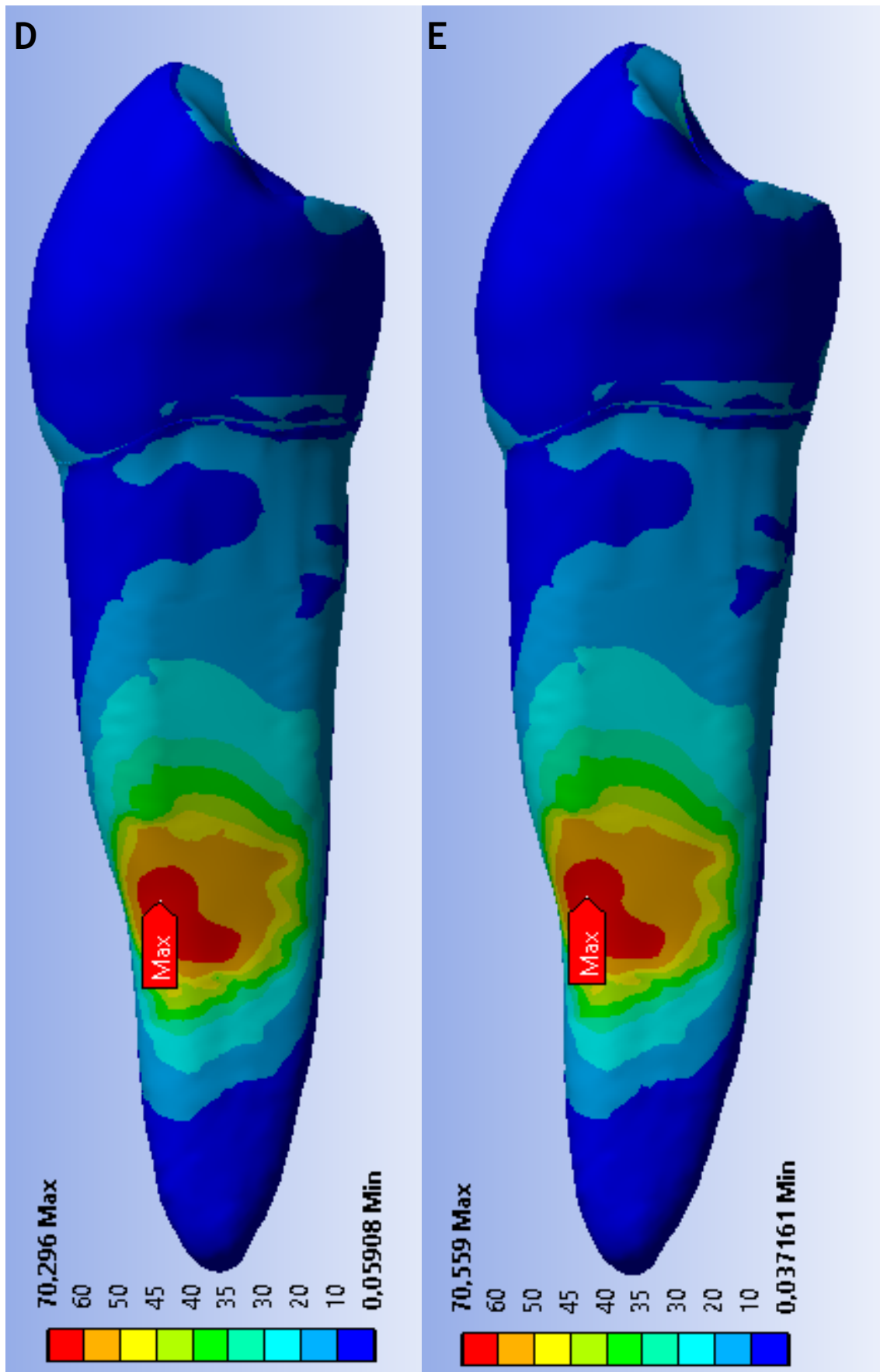


Figura 9.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 90°.

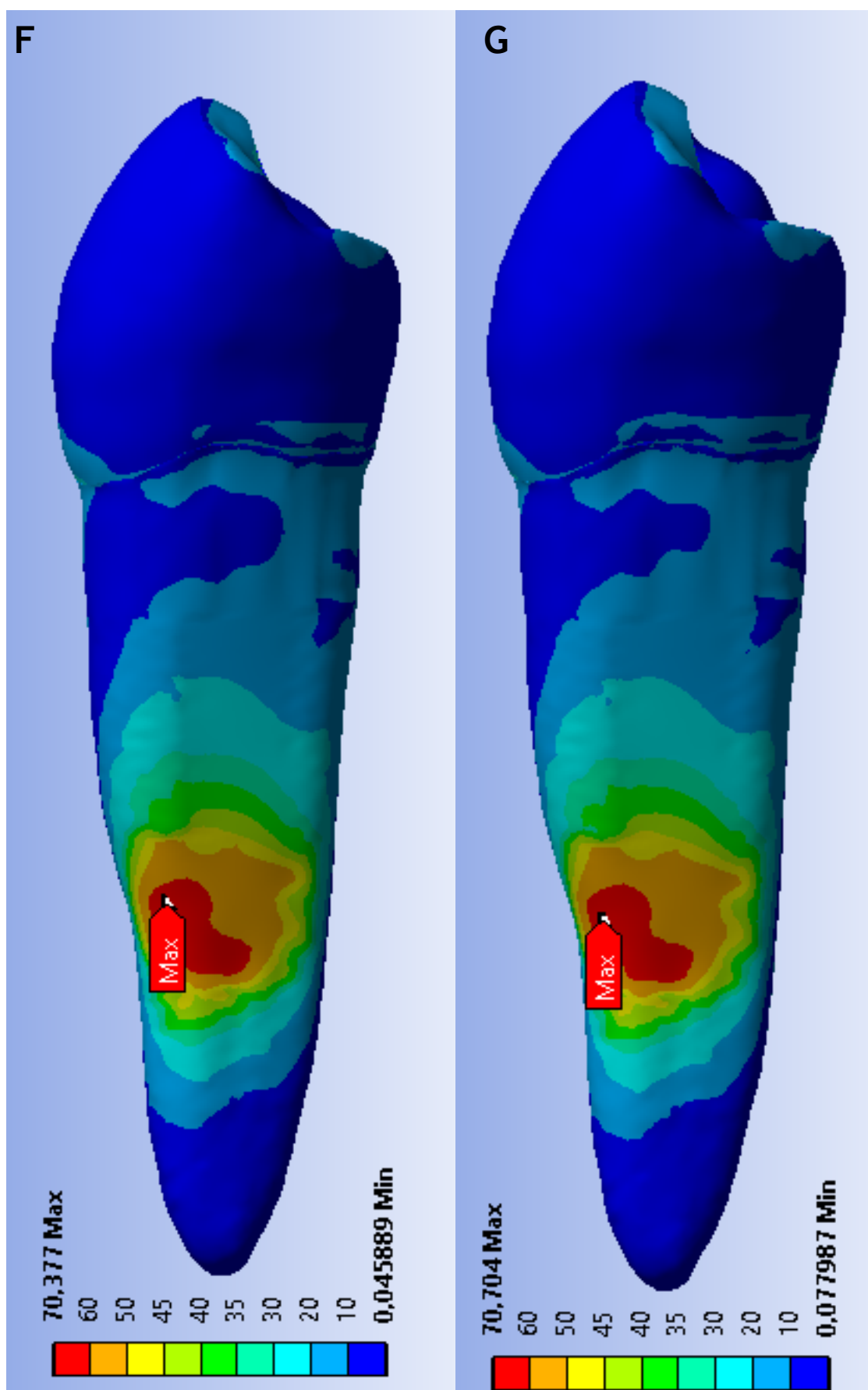


Figura 10 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 90 N incidida em 45°.

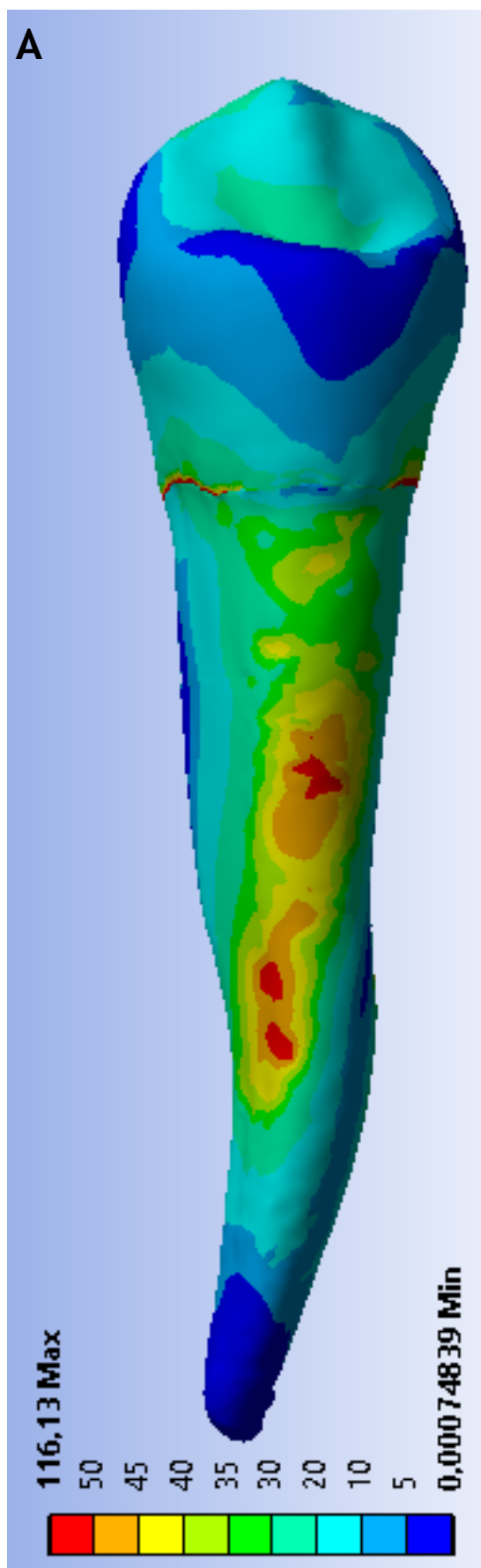


Figura 10.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 90 N incidida em 45°.

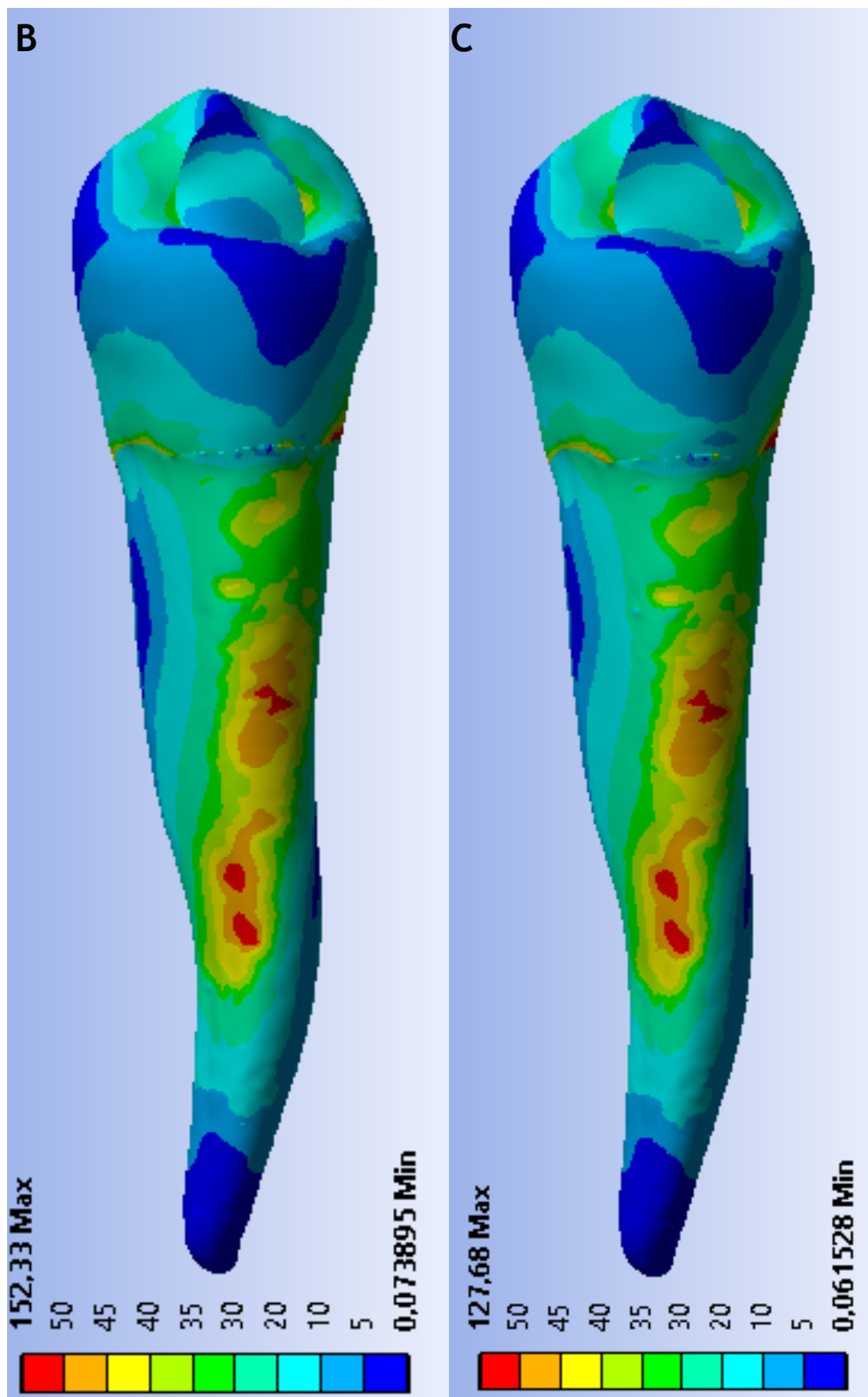


Figura 10.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 45°.

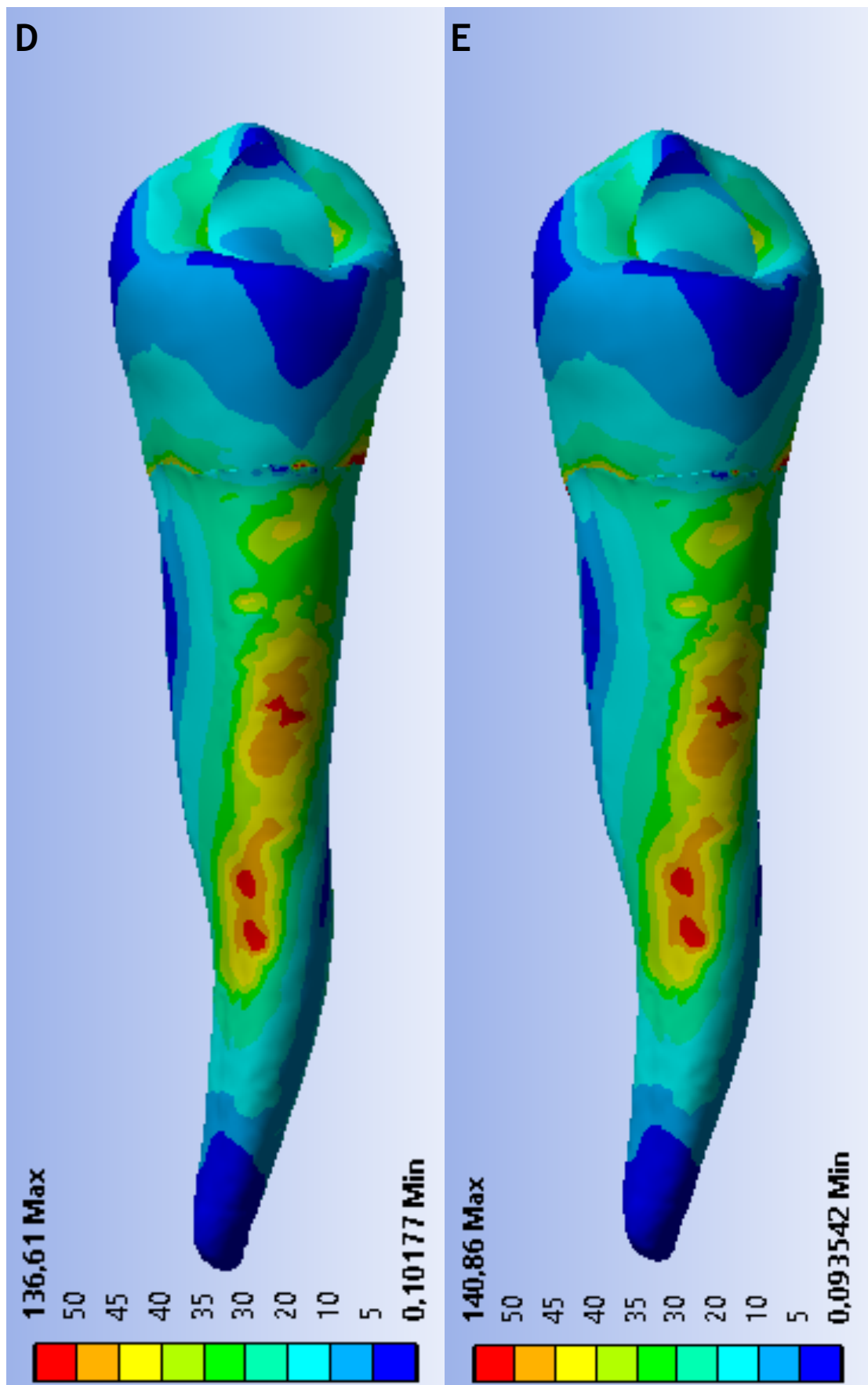


Figura 10.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 45°.

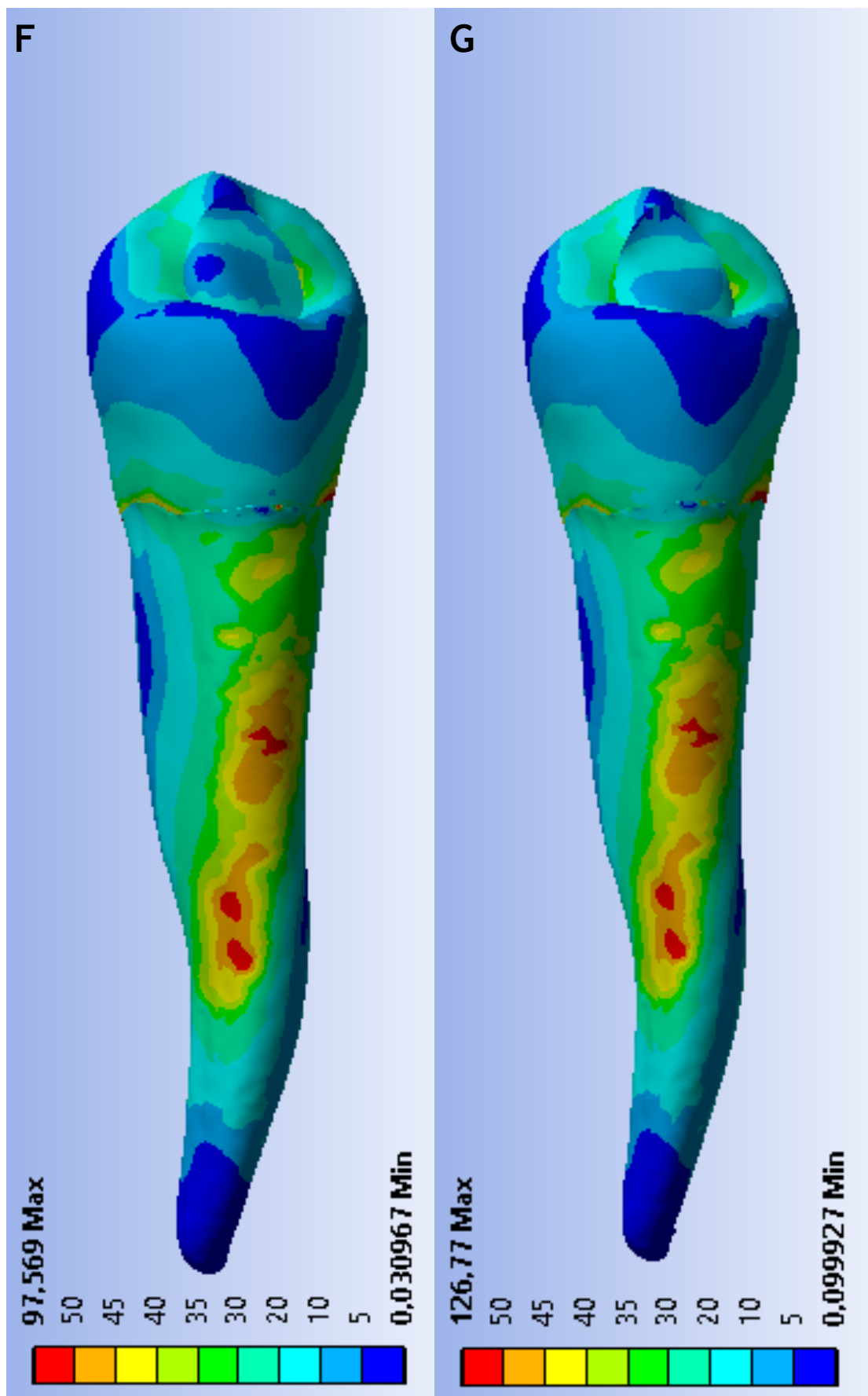


Figura 11 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 90 N incidida em 20°.

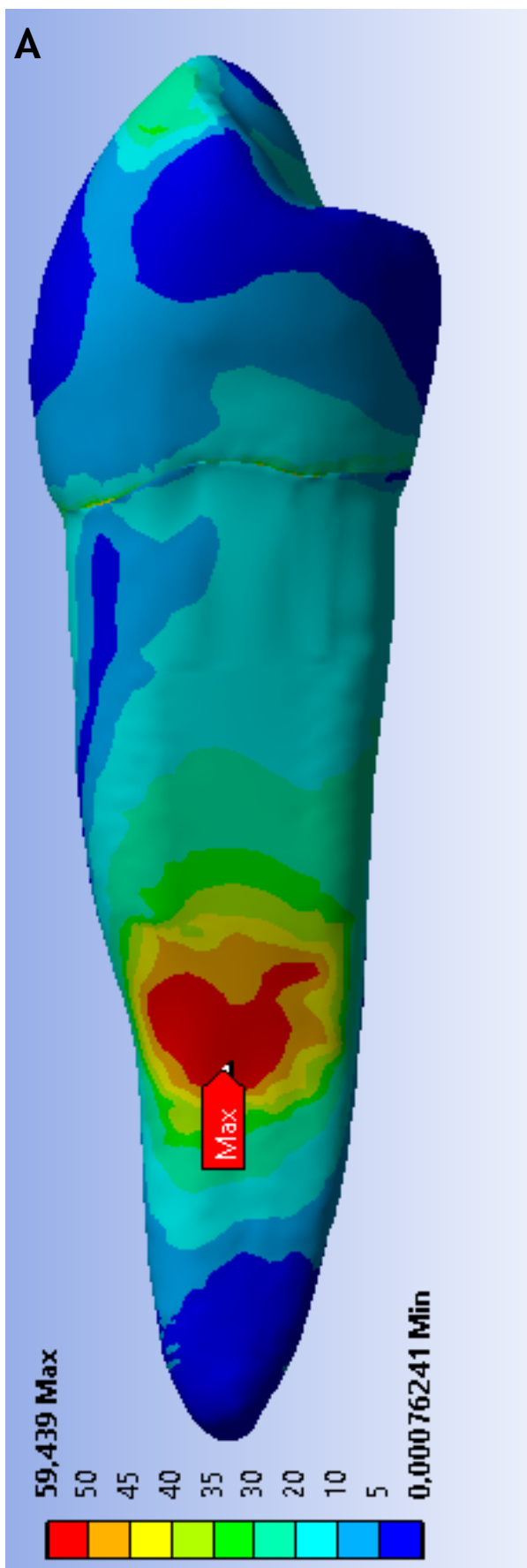


Figura 11.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 90 N incidida em 20°.

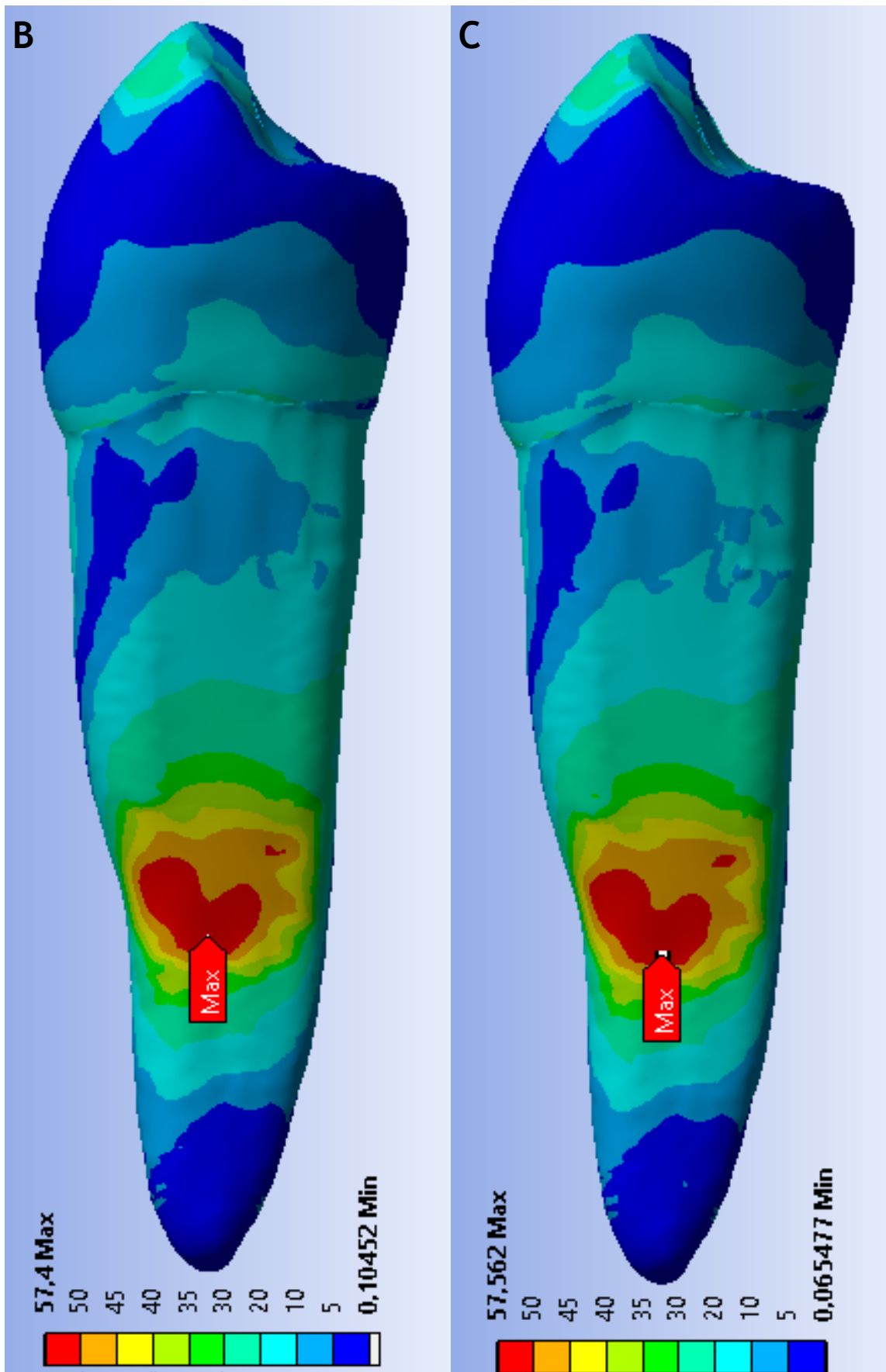


Figura 11.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 20°.

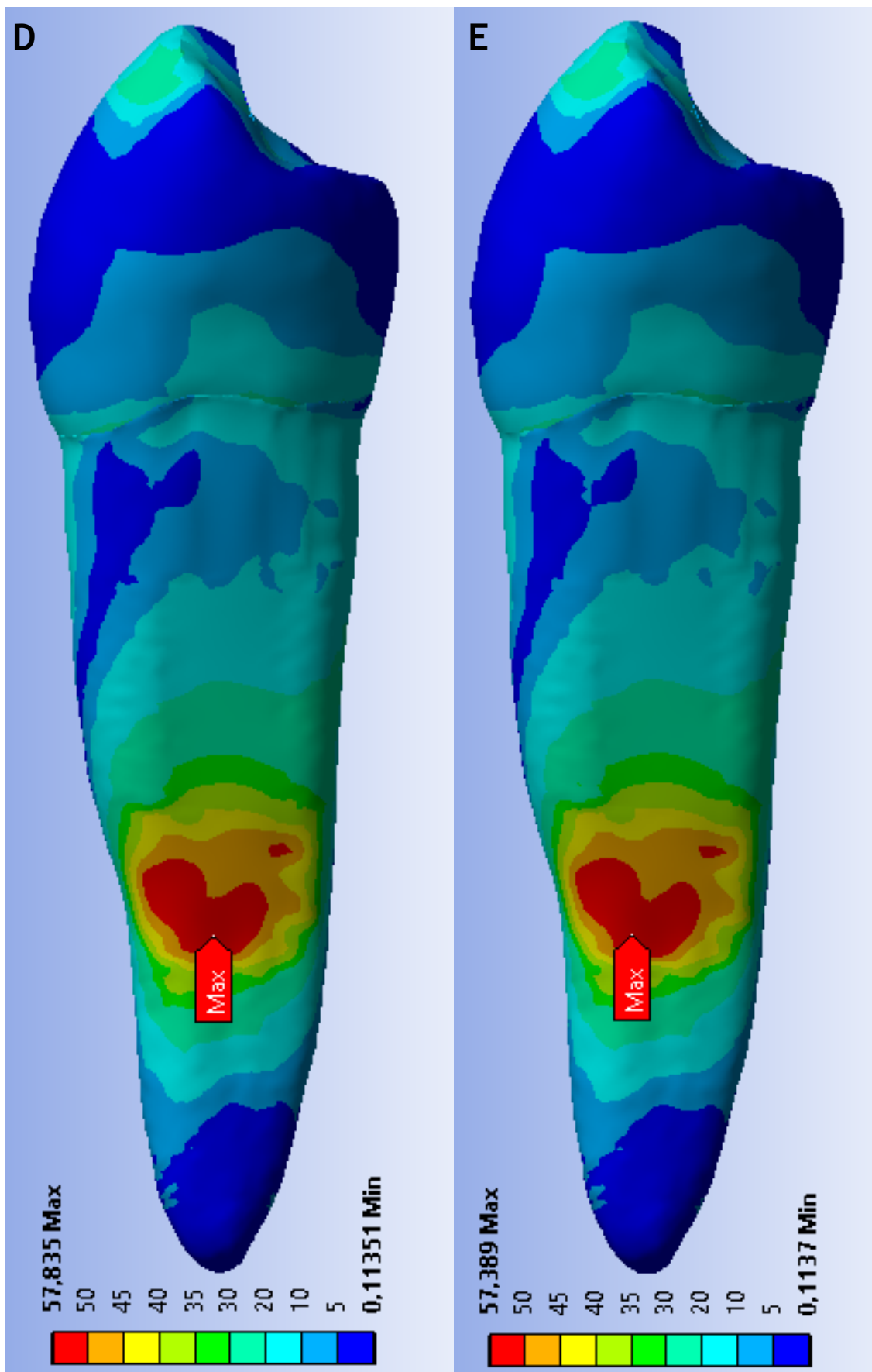


Figura 11.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 90 N incidida em 20°.

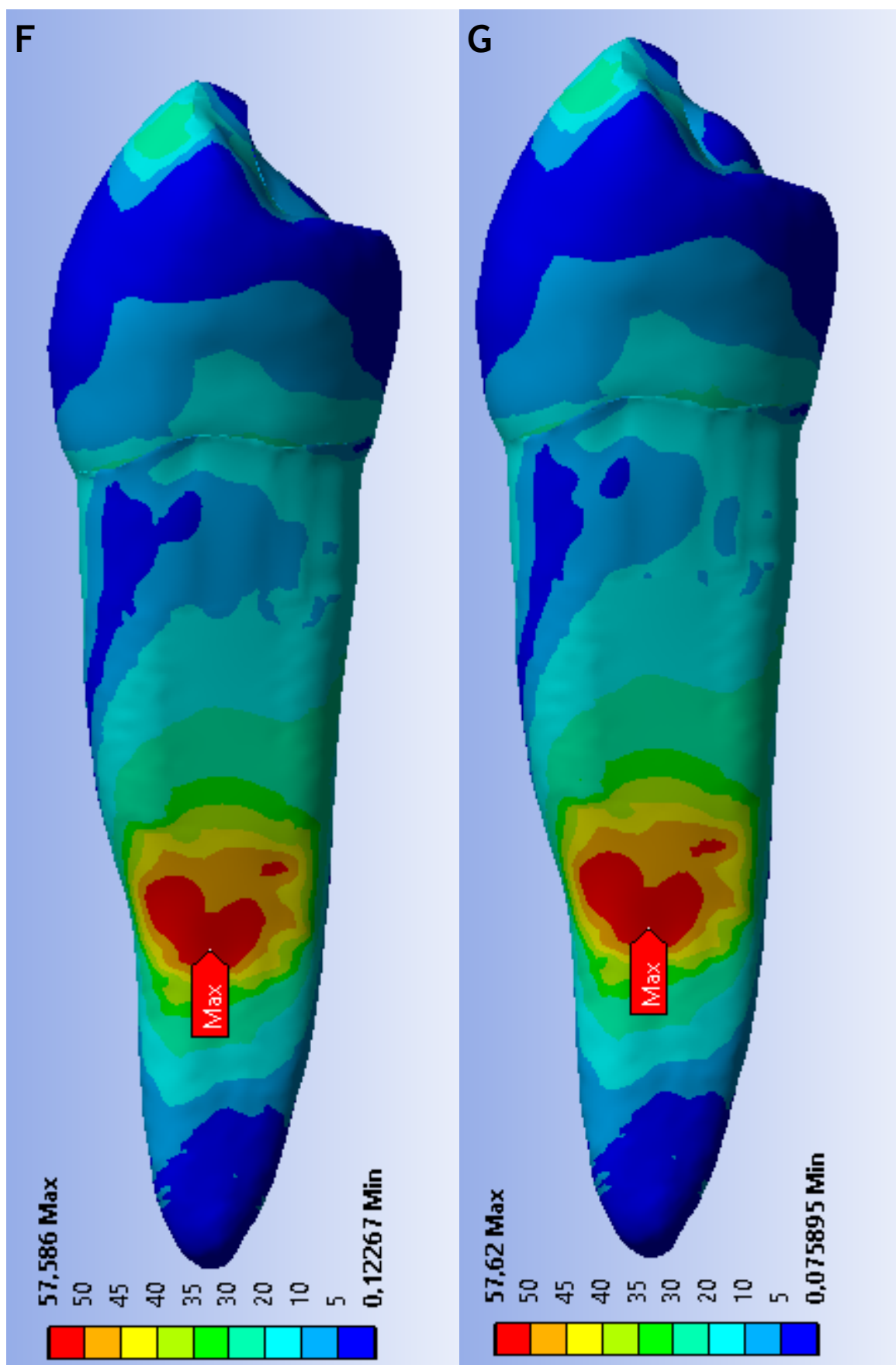


Figura 12 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 270 N incidida em 90°.

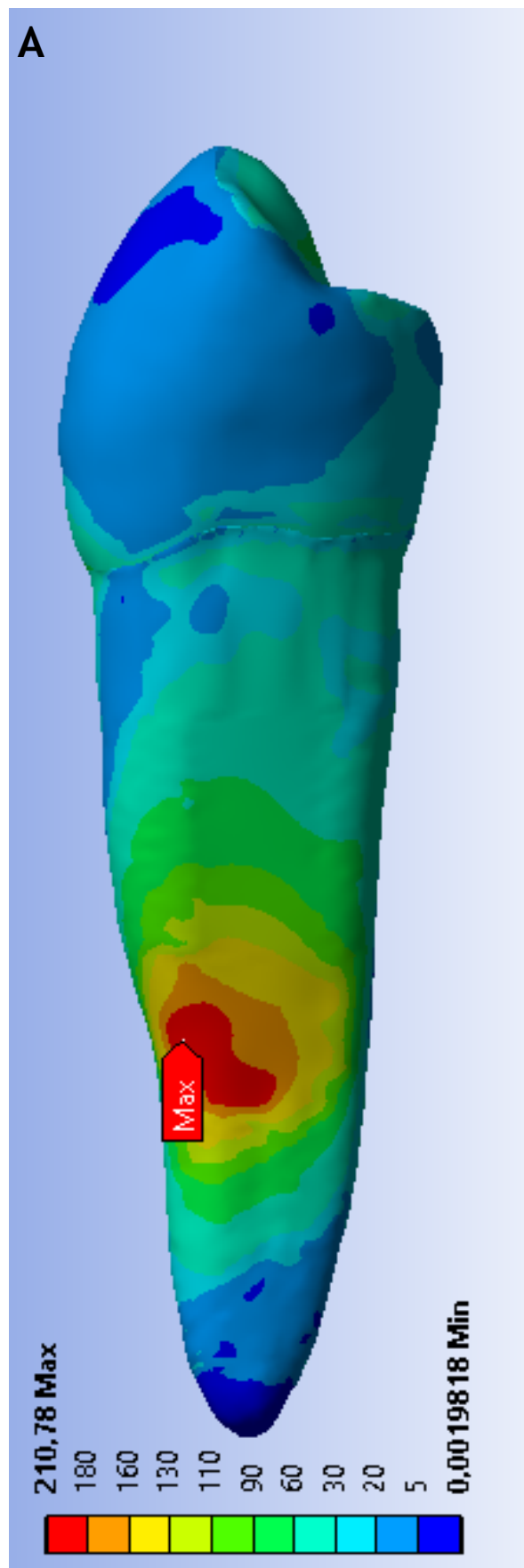


Figura 12.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 270 N incidida em 90°

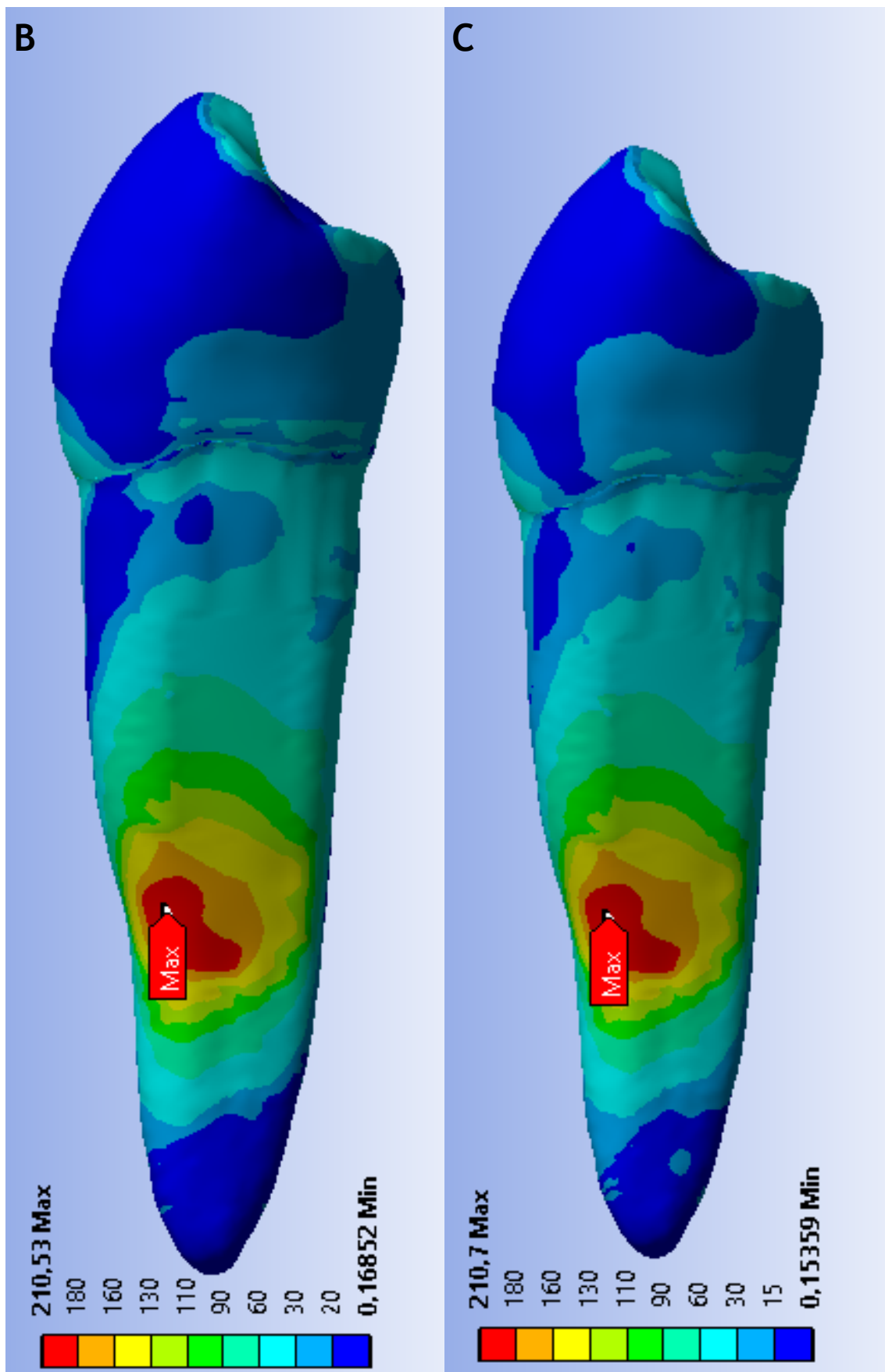


Figura 12.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 90°.

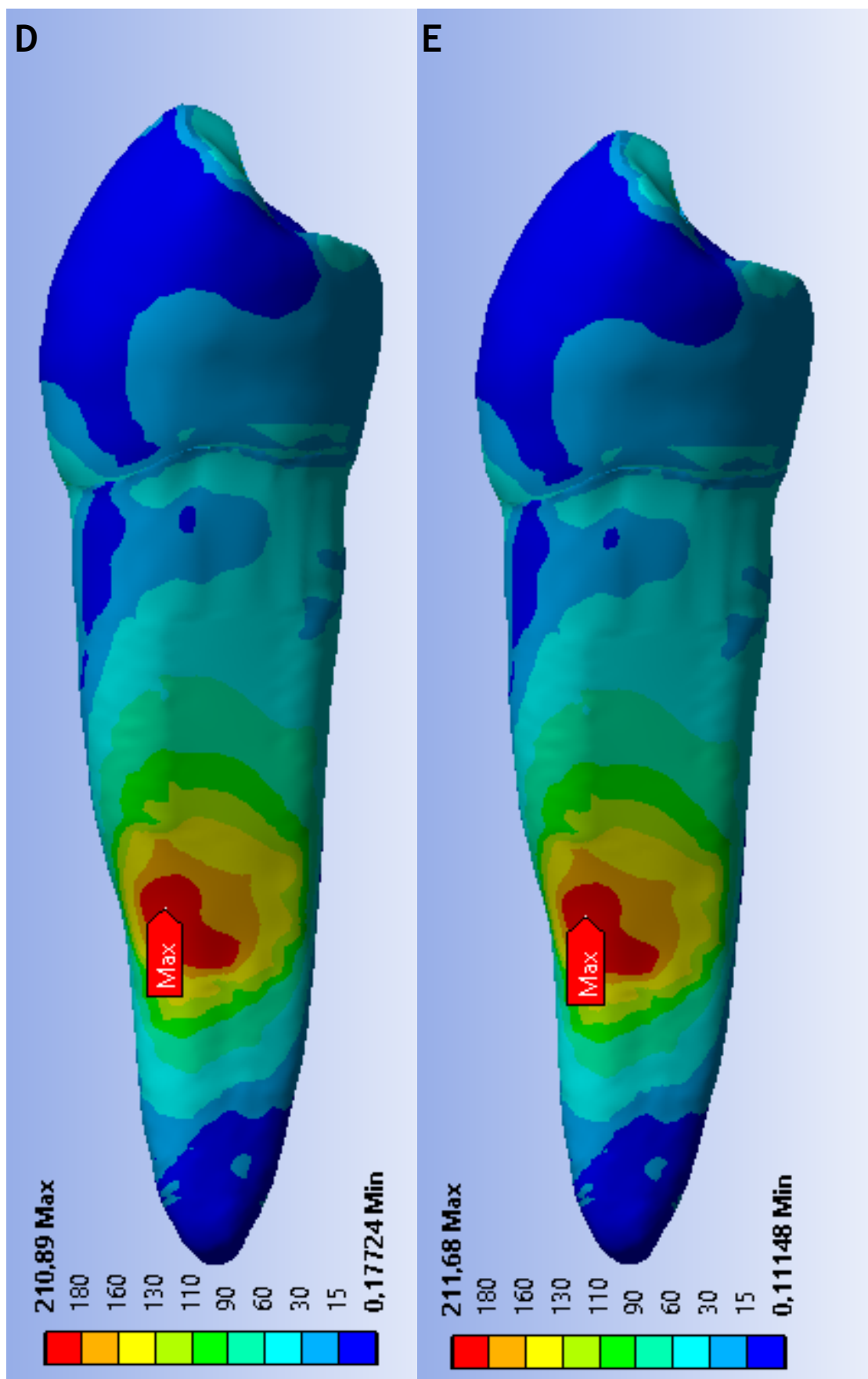


Figura 12.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 90°.

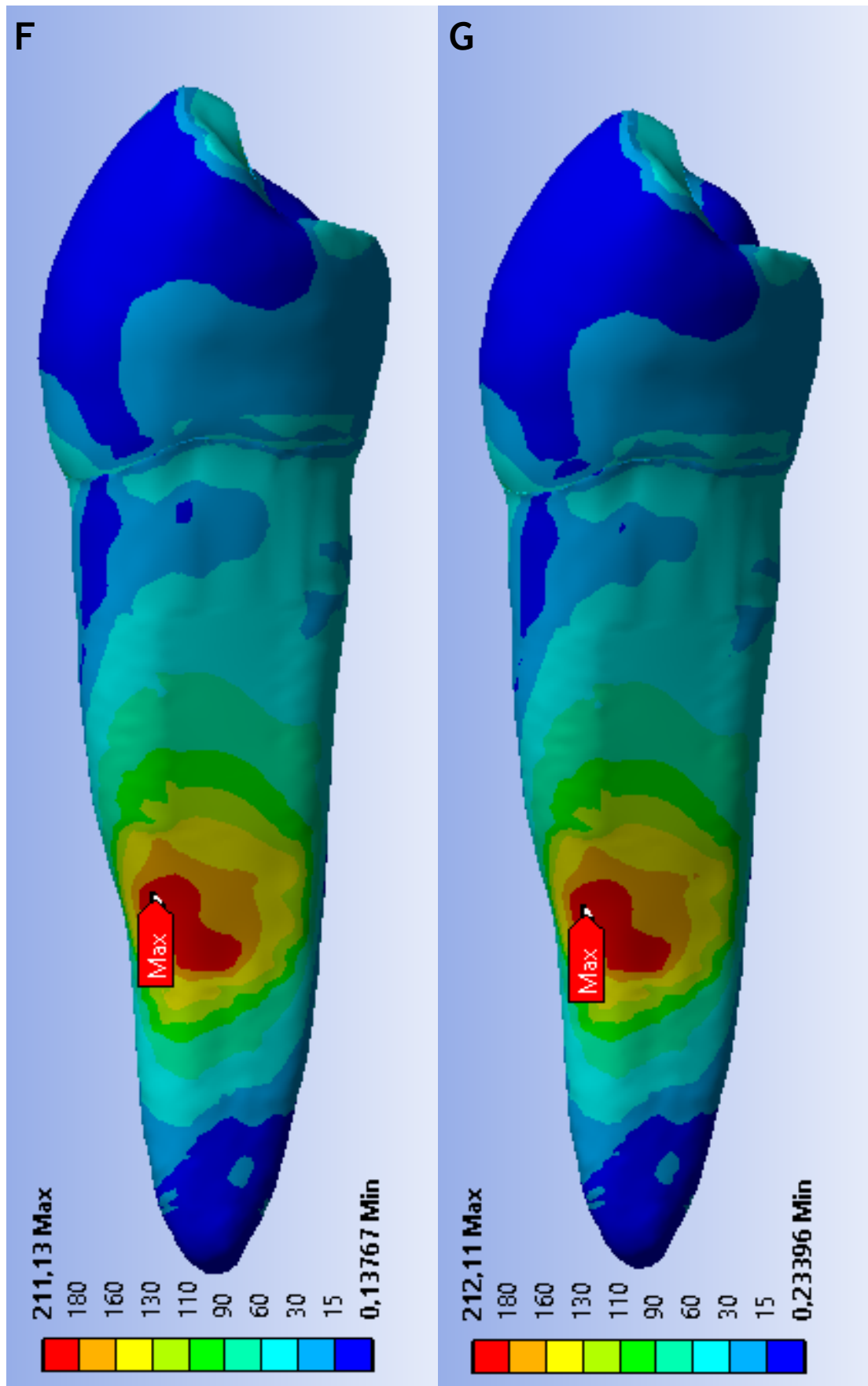


Figura 13 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 270 N incidida em 45°.

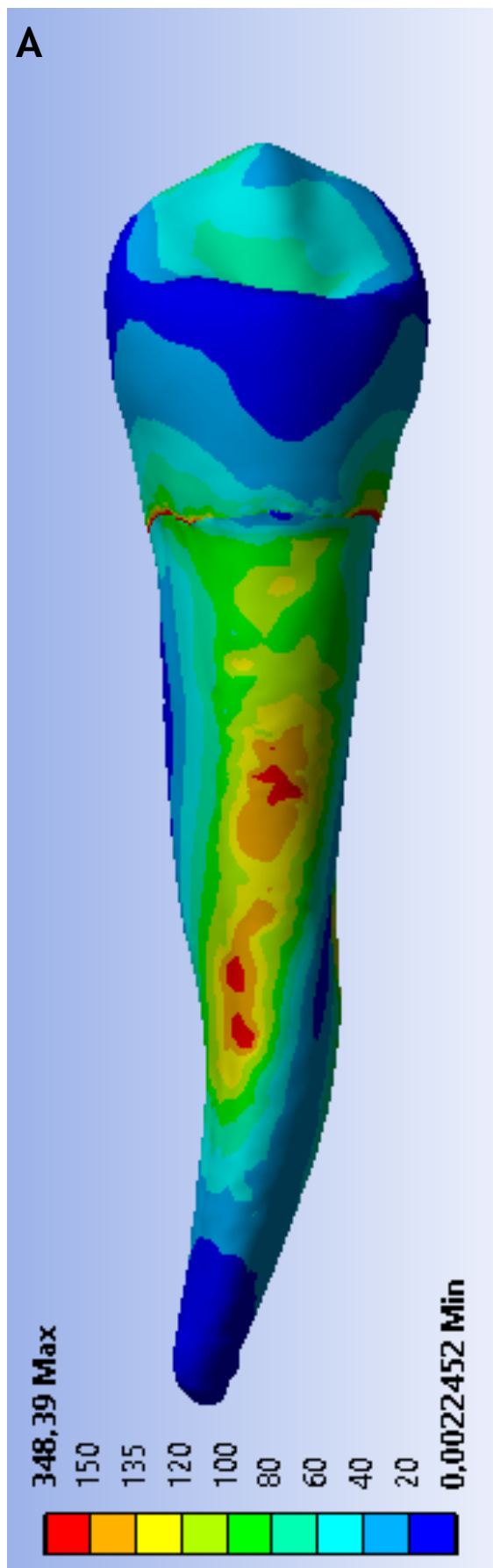


Figura 13.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 270 N incidida em 45°.

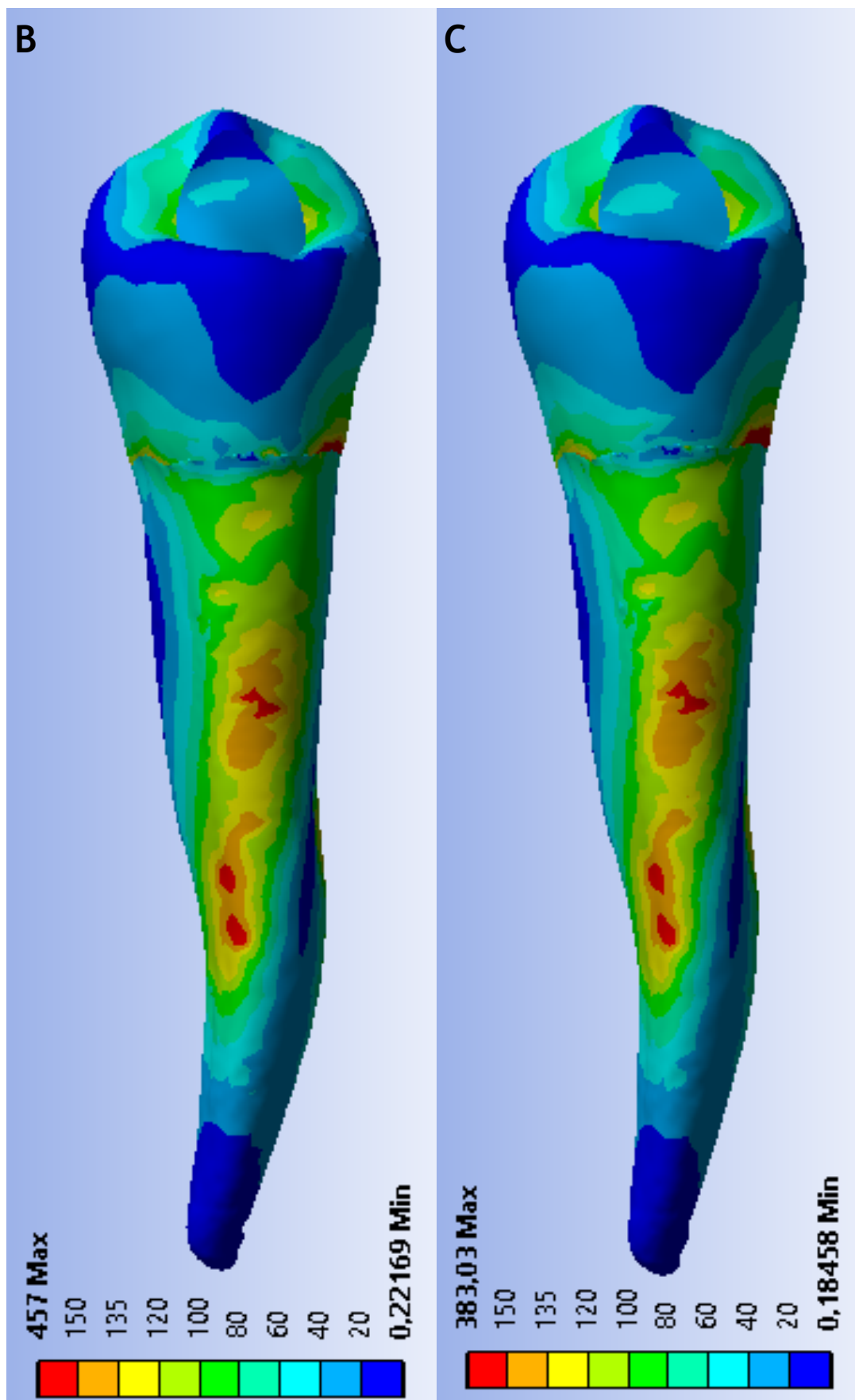


Figura 13.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 45°.

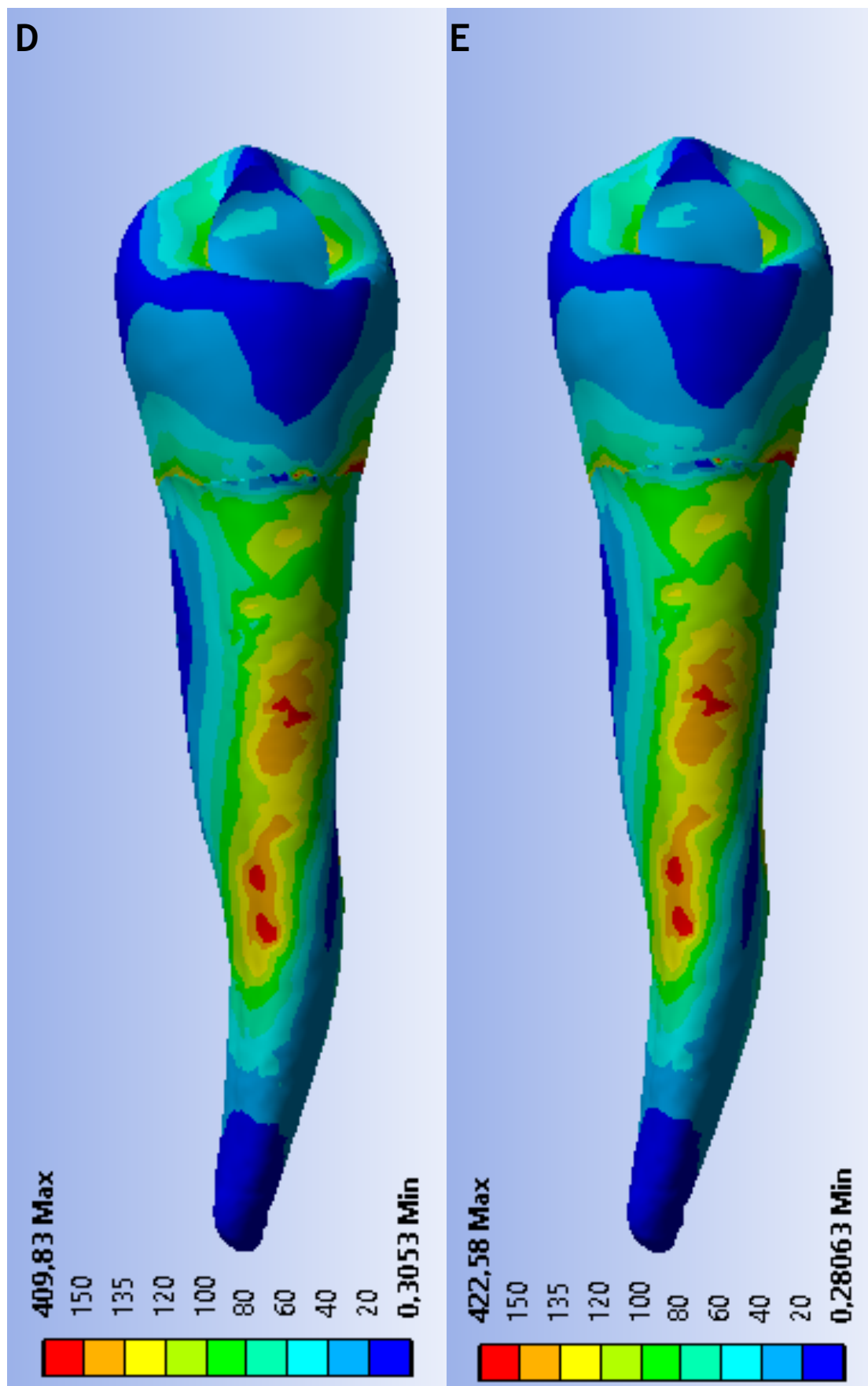


Figura 13.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/04 e G- #40/06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 45°.

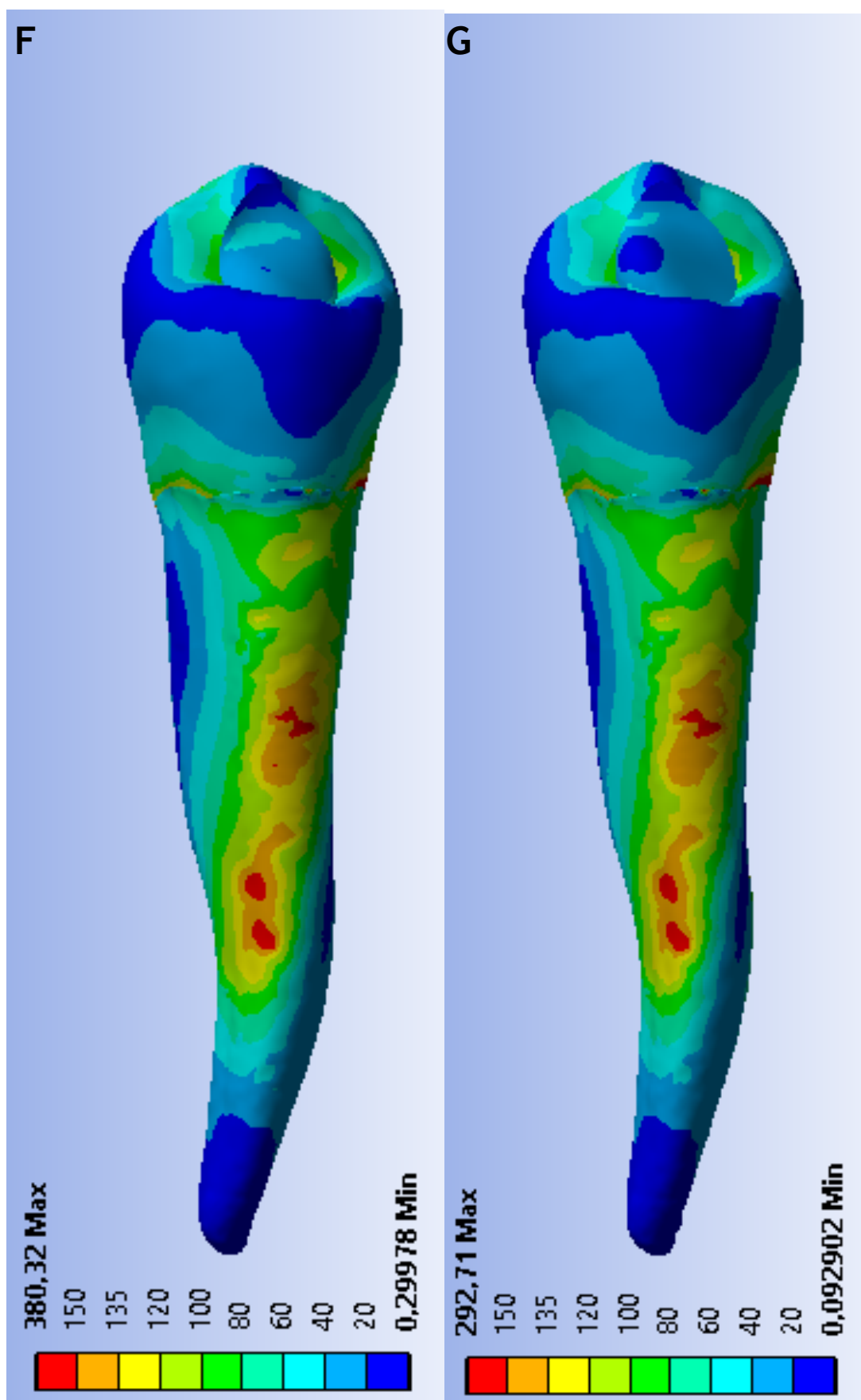


Figura 14 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 270 N incidida em 20°.

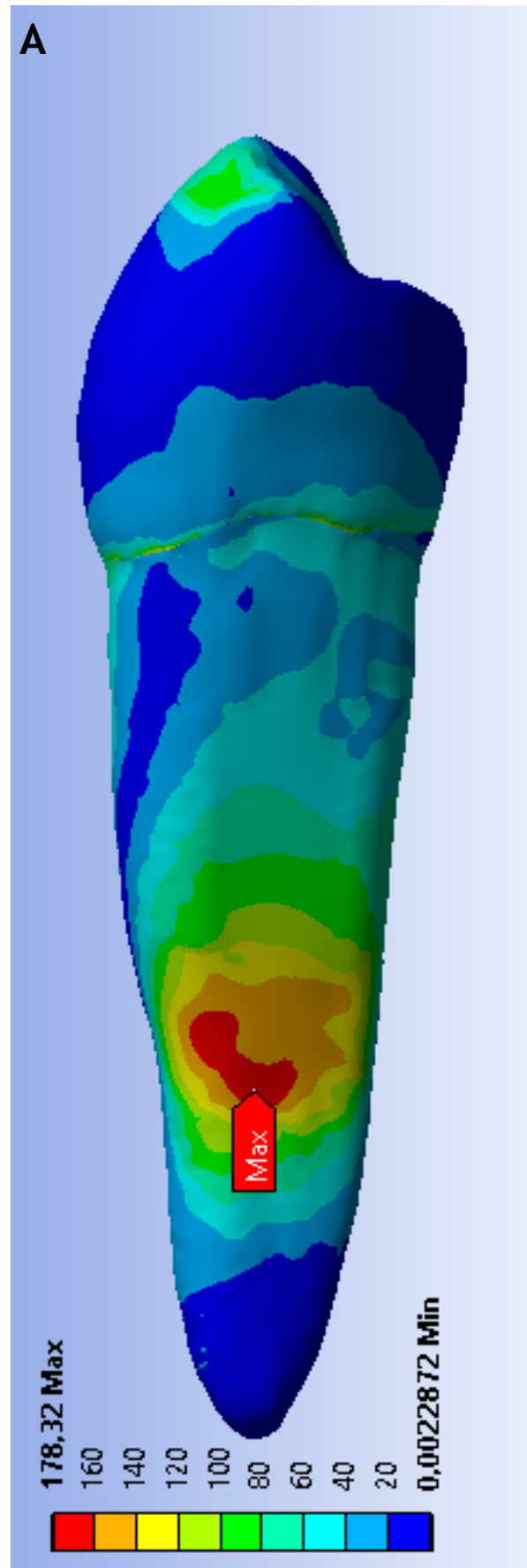


Figura 14.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 270 N incidida em 20°.

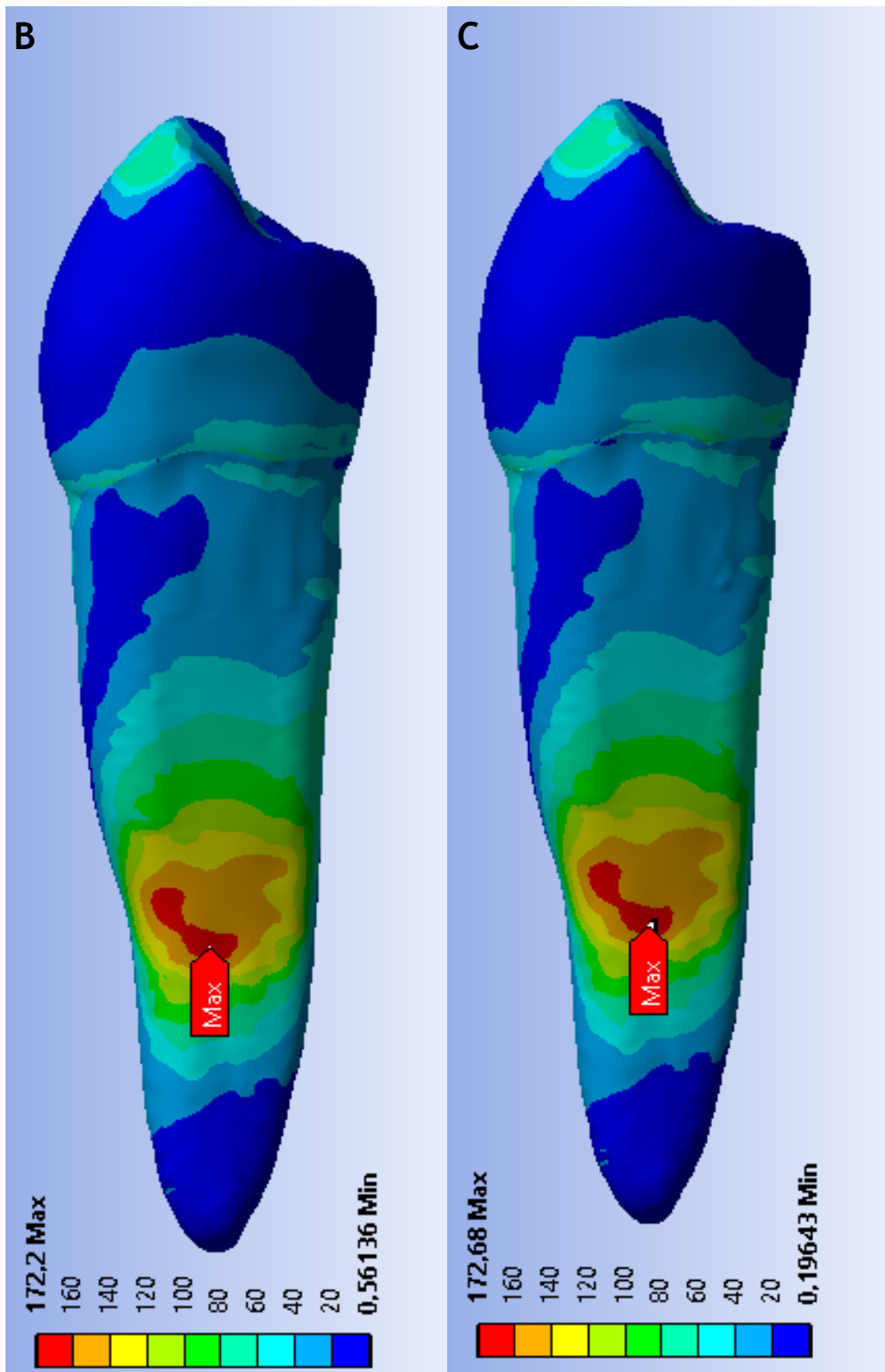


Figura 14.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 20°.

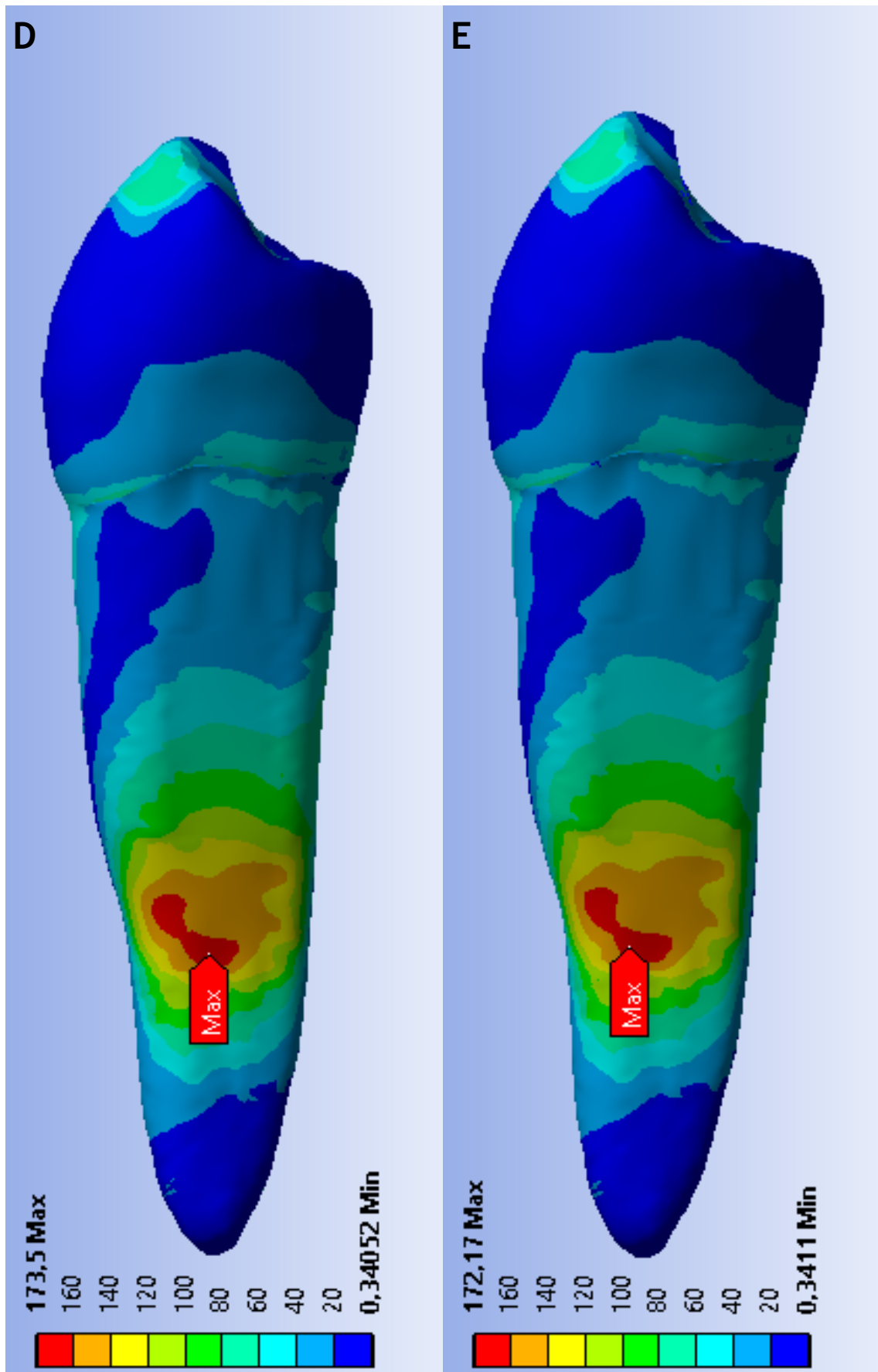


Figura 14.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 270 N incidida em 20°.

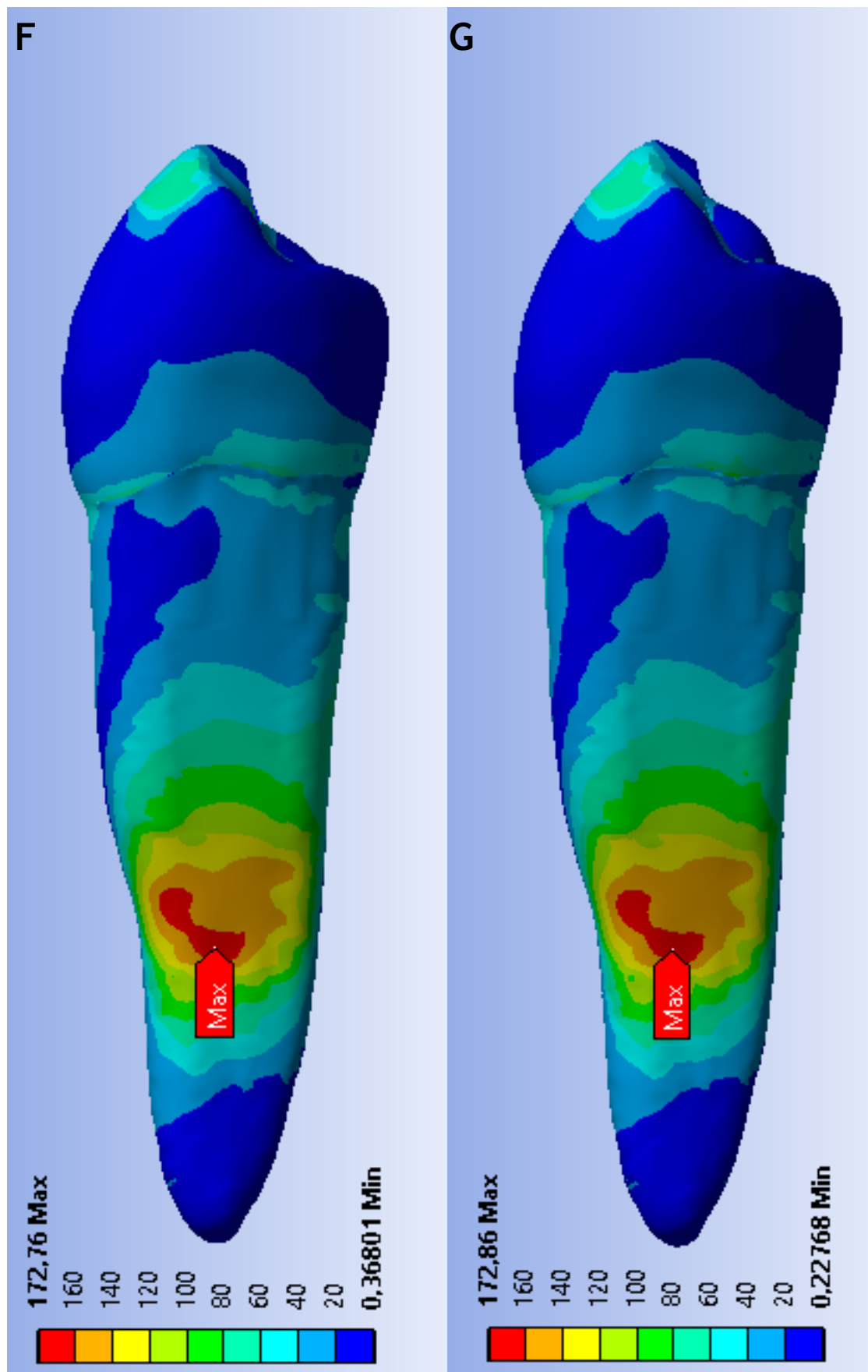


Figura 15 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 810 N incidida em 90°.

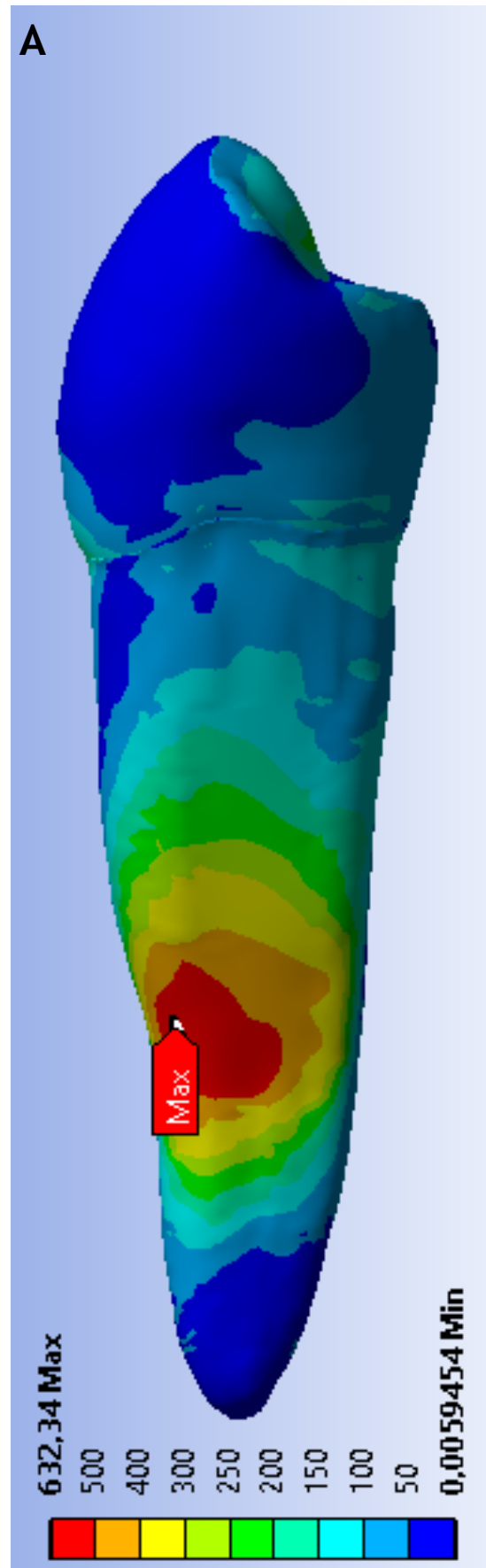


Figura 15.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 810 N incidida em 90°.

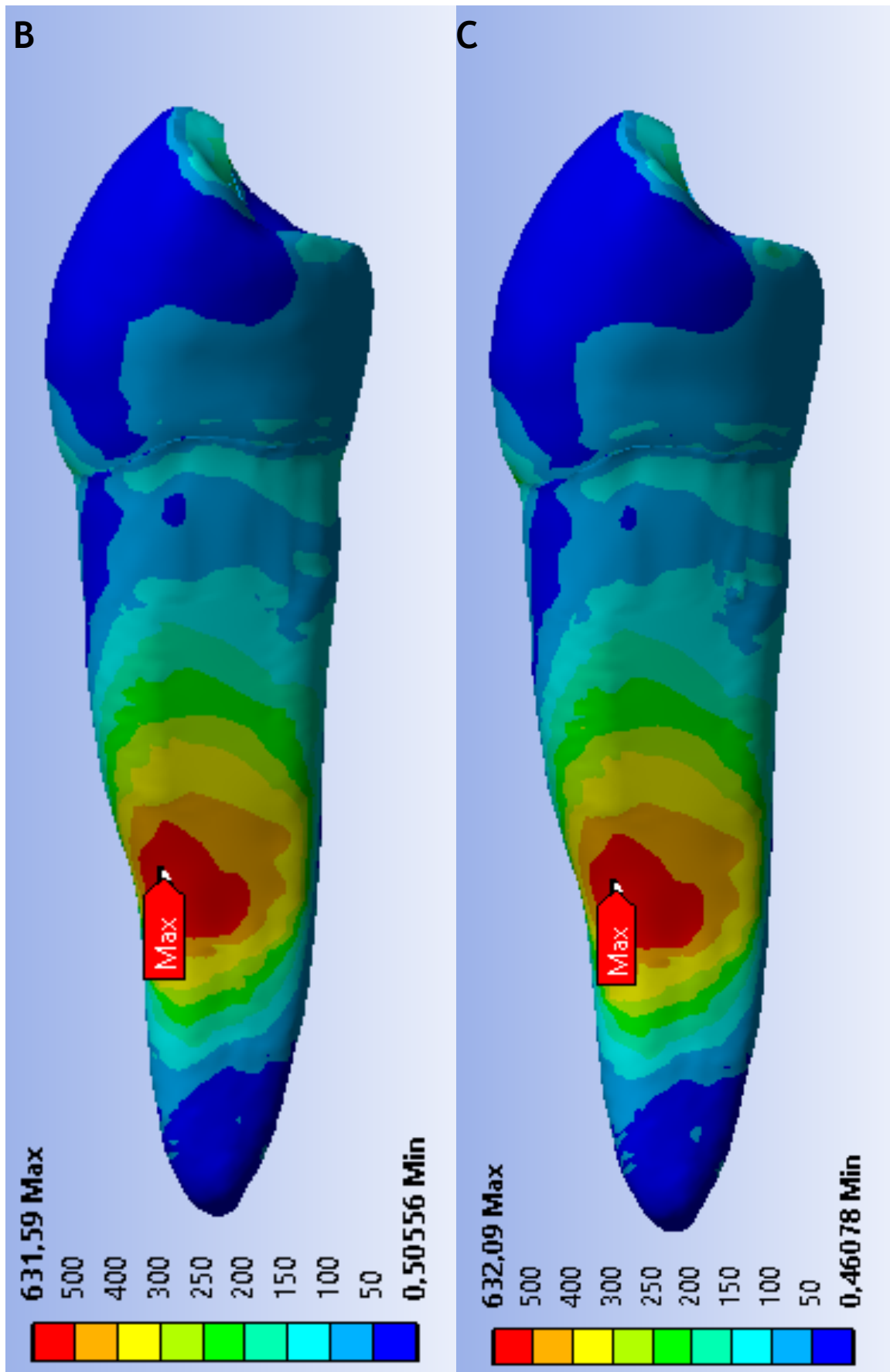


Figura 15.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 90°.

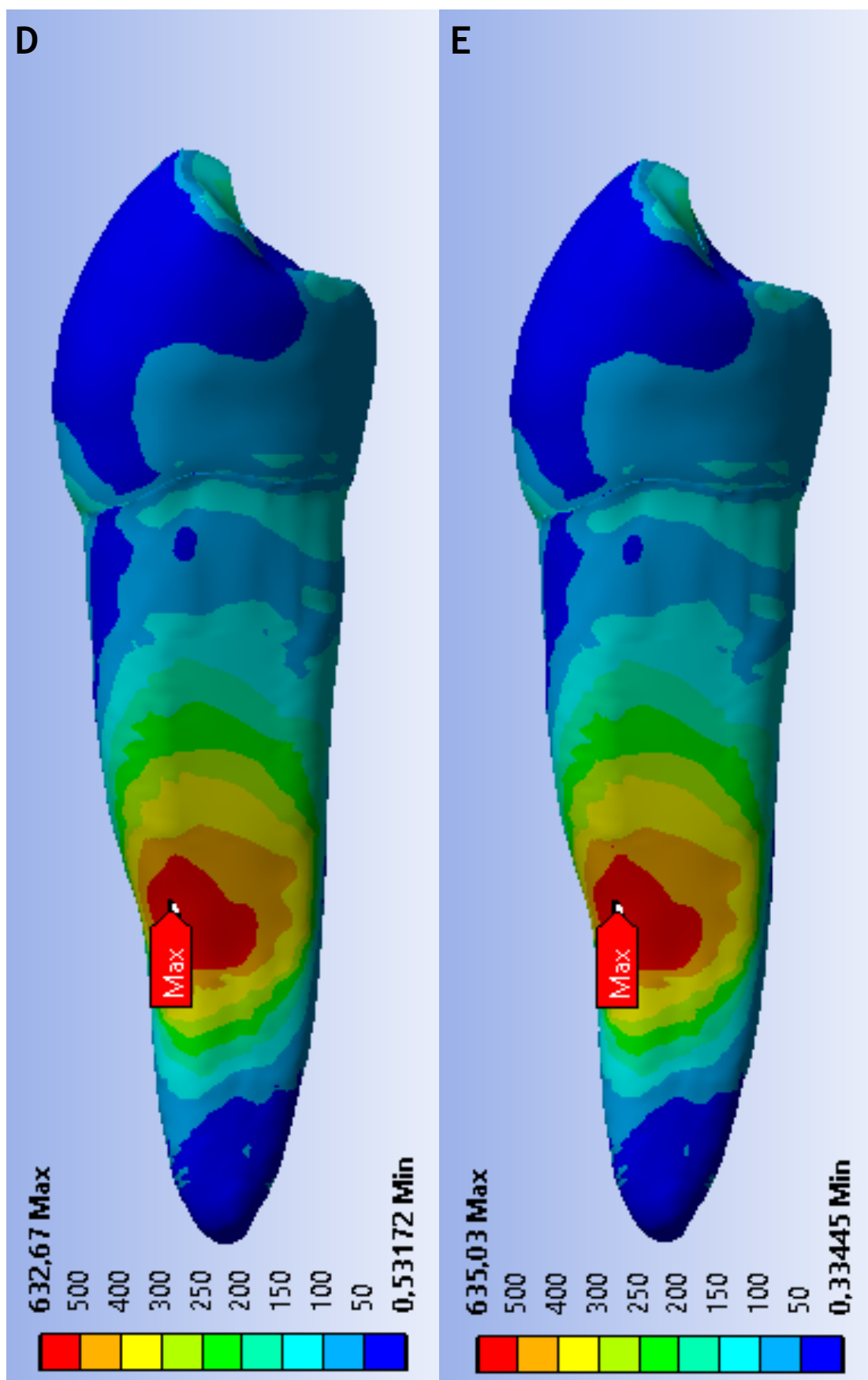


Figura 15.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 90°.

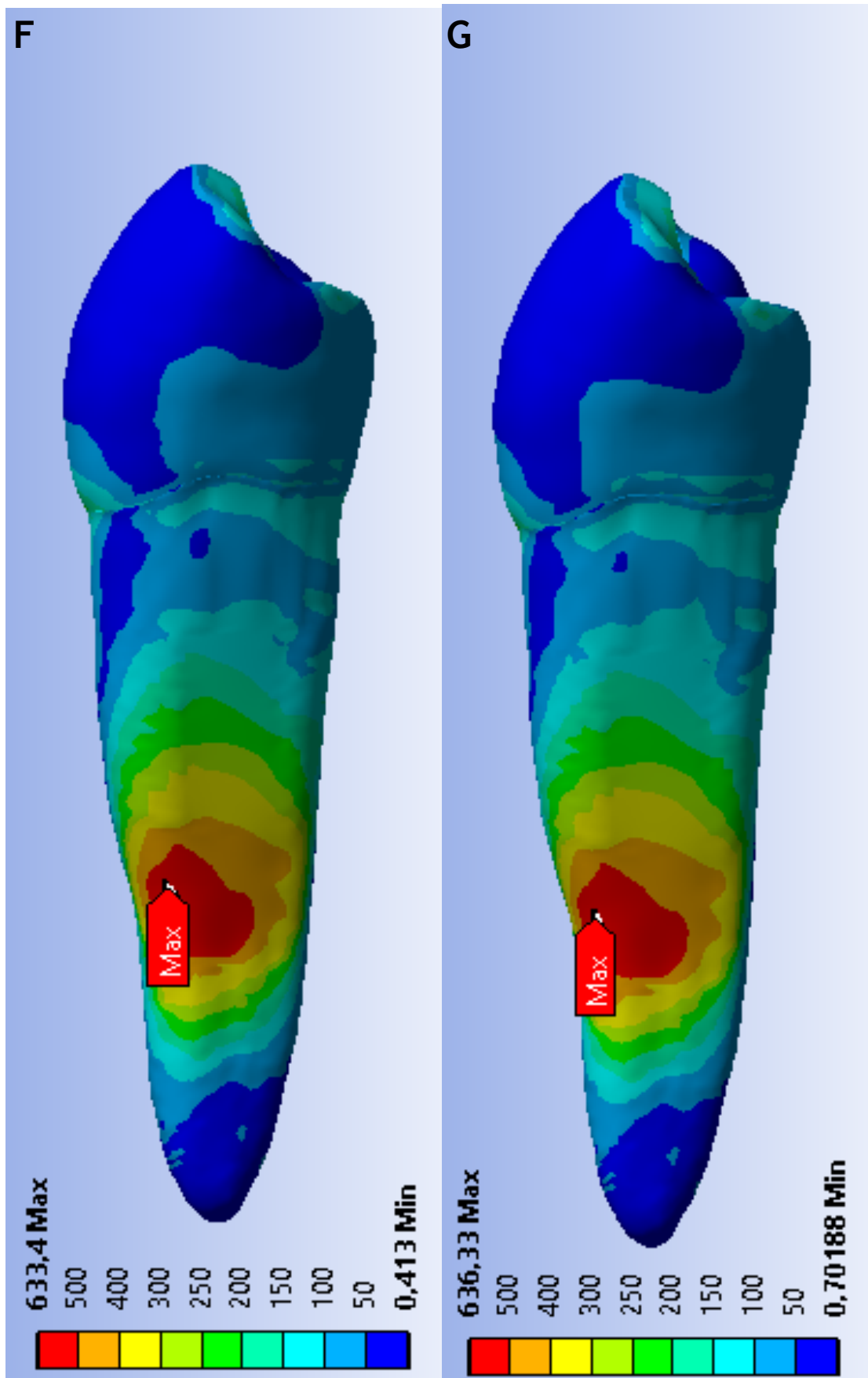


Figura 16 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 810 N incidida em 45°.

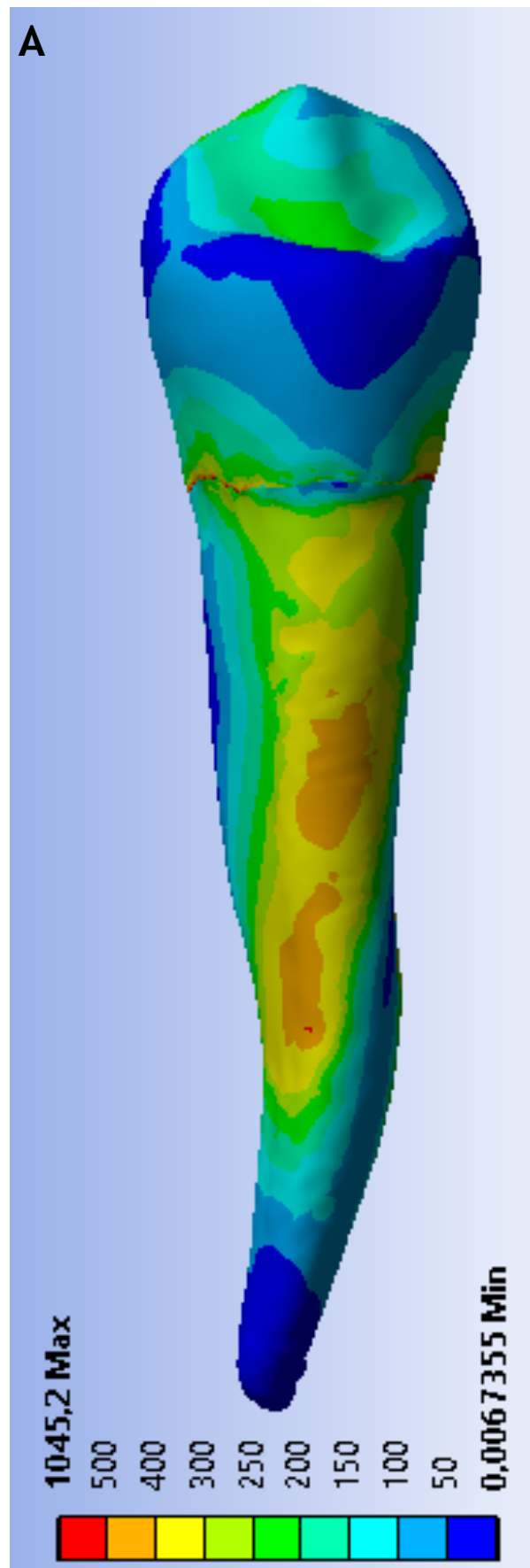


Figura 16.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 810 N incidida em 45°.

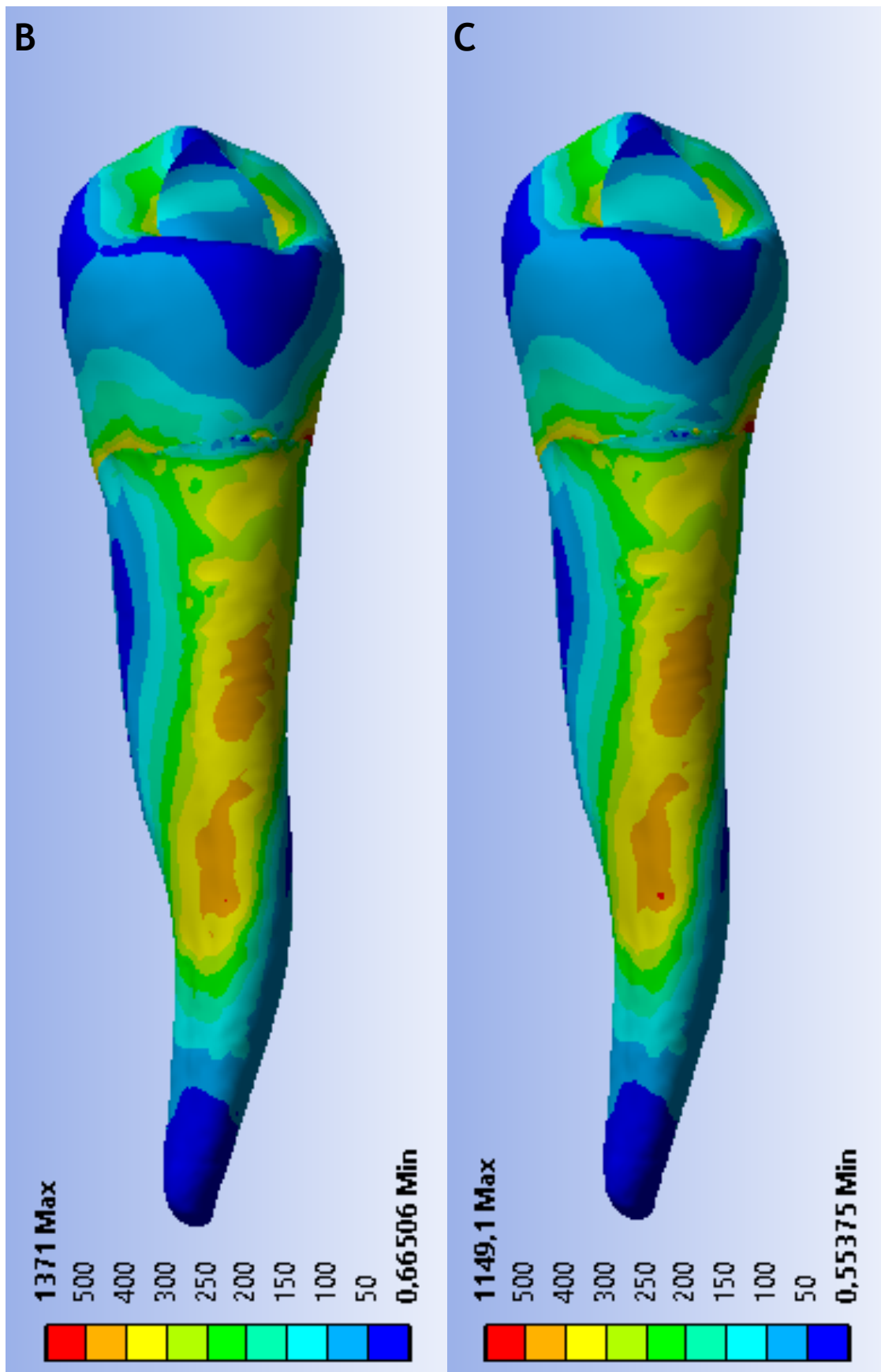


Figura 16.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 45°.

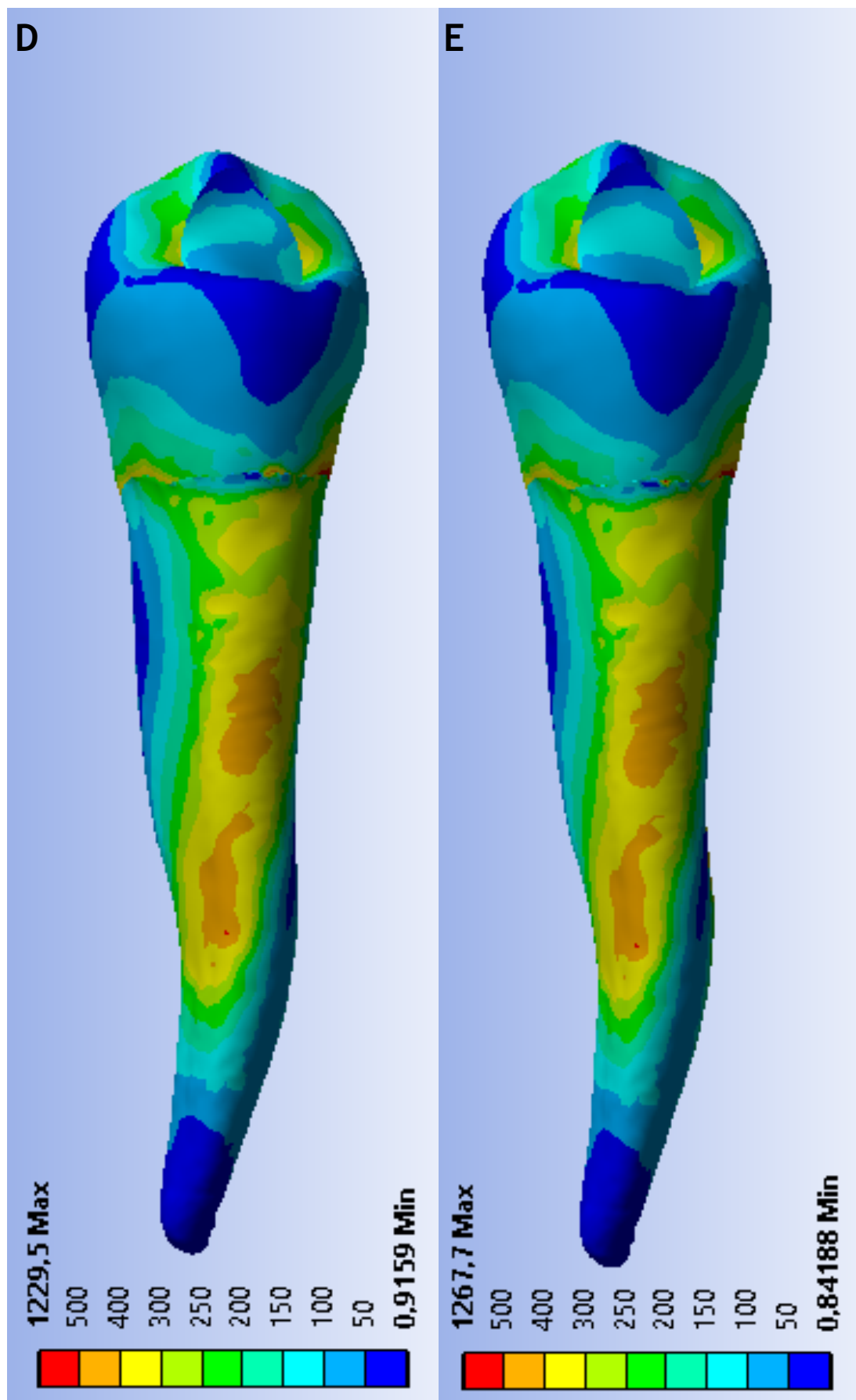


Figura 16.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/.04 e G- #40/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 45°.

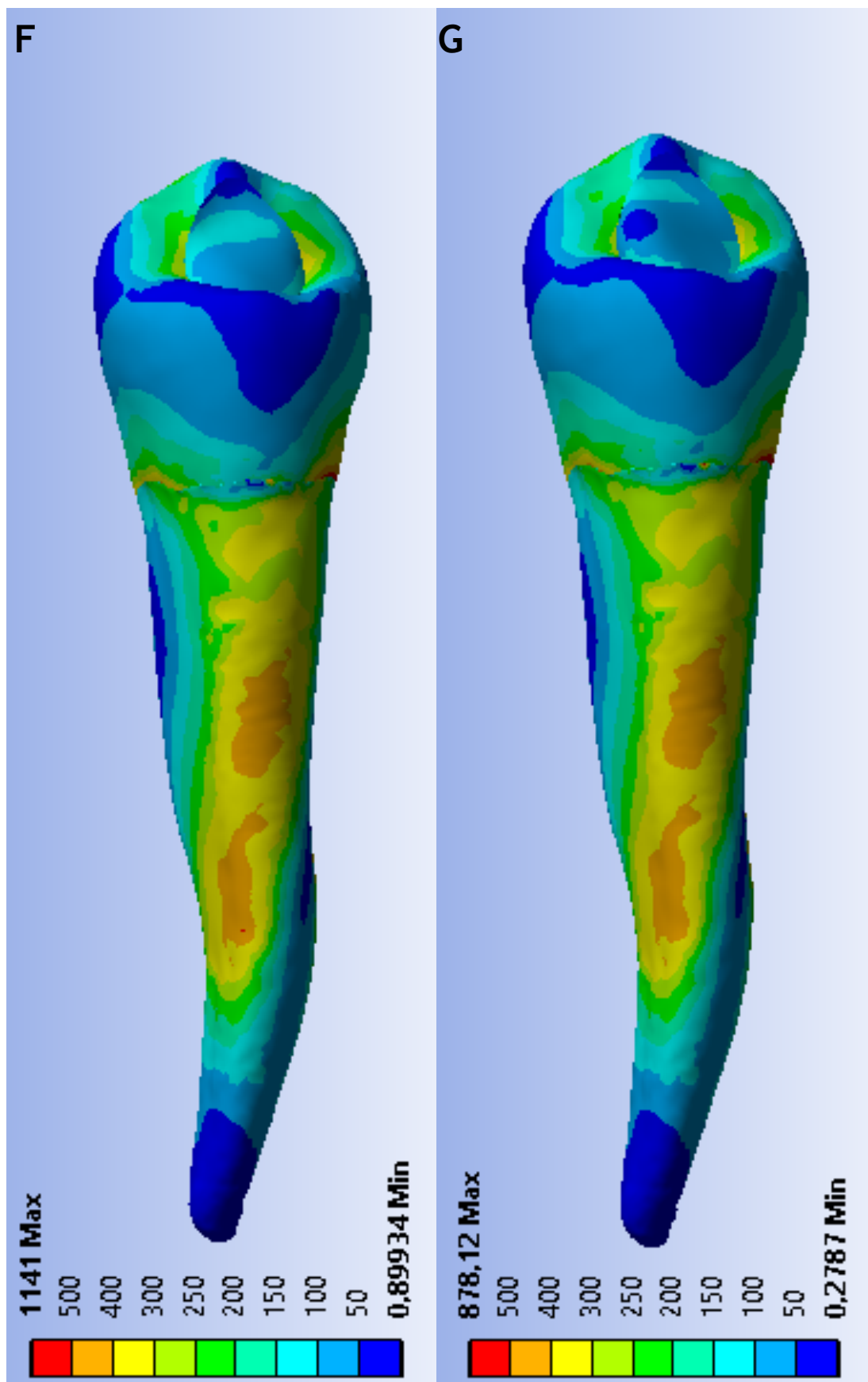


Figura 17 - Comportamento do elemento dental hígido de acordo com carga de 810 N incidida em 20°.

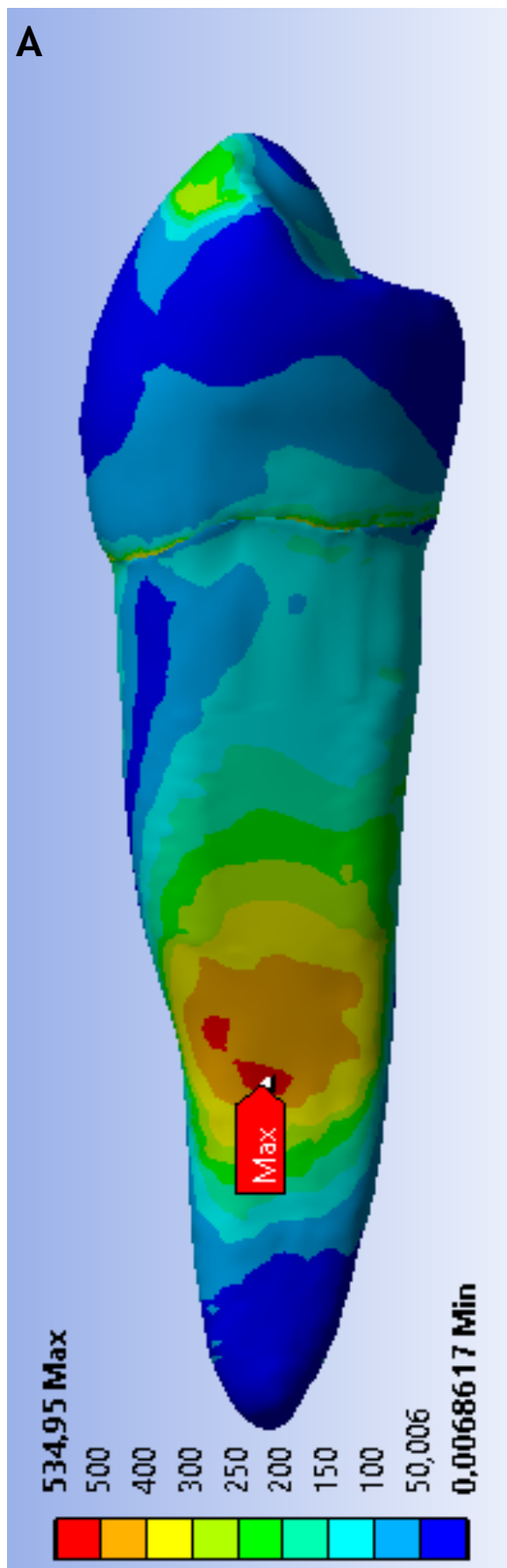


Figura 17.1 - Comportamento de elementos dentais preparados com B- #30/.05 e C- #30/.09 com aplicação de carga de 810 N incidida em 20°.

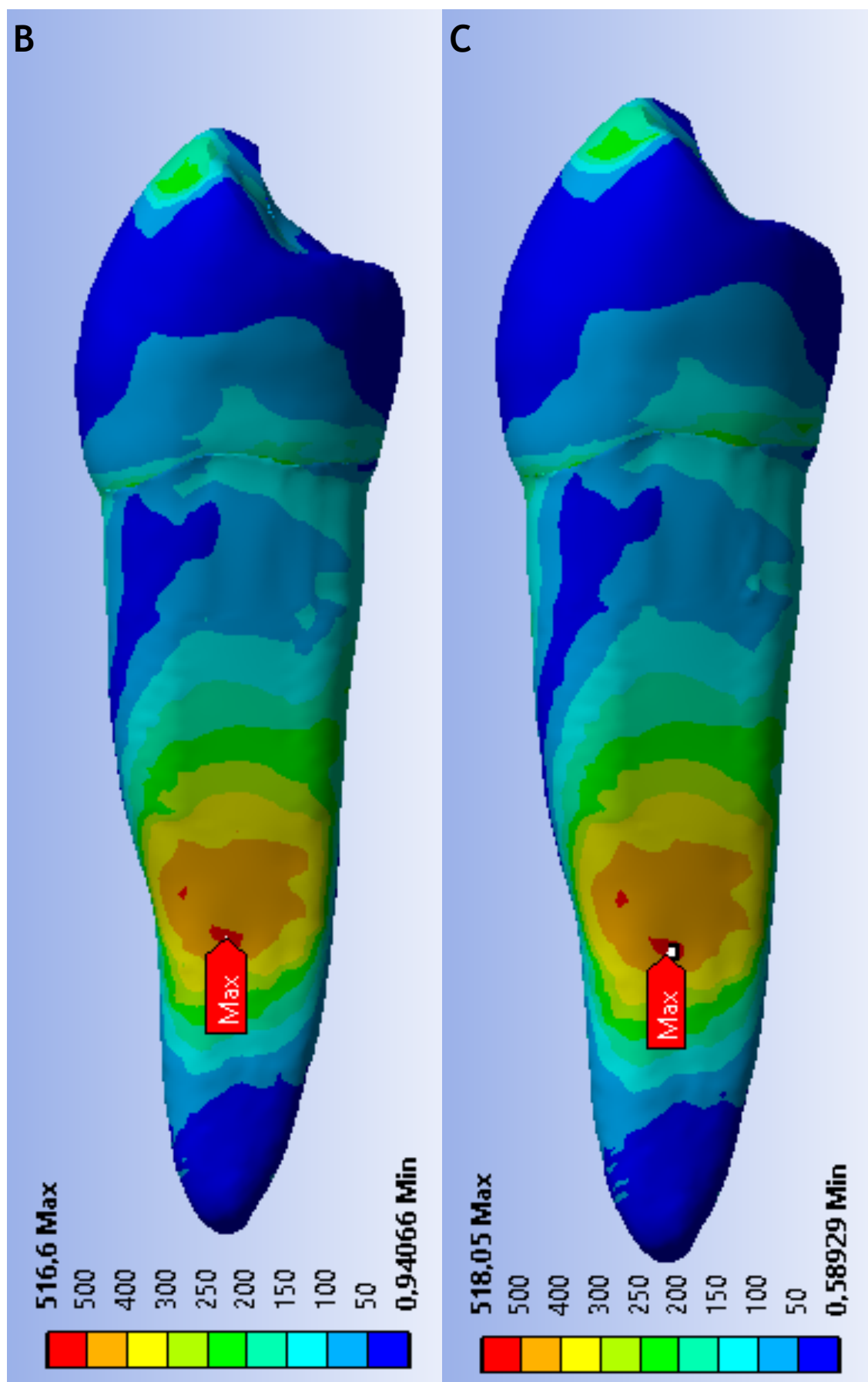


Figura 17.2 - Comportamento de elementos dentais preparados com D- #35/.04 e E- #35/.06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 20°.

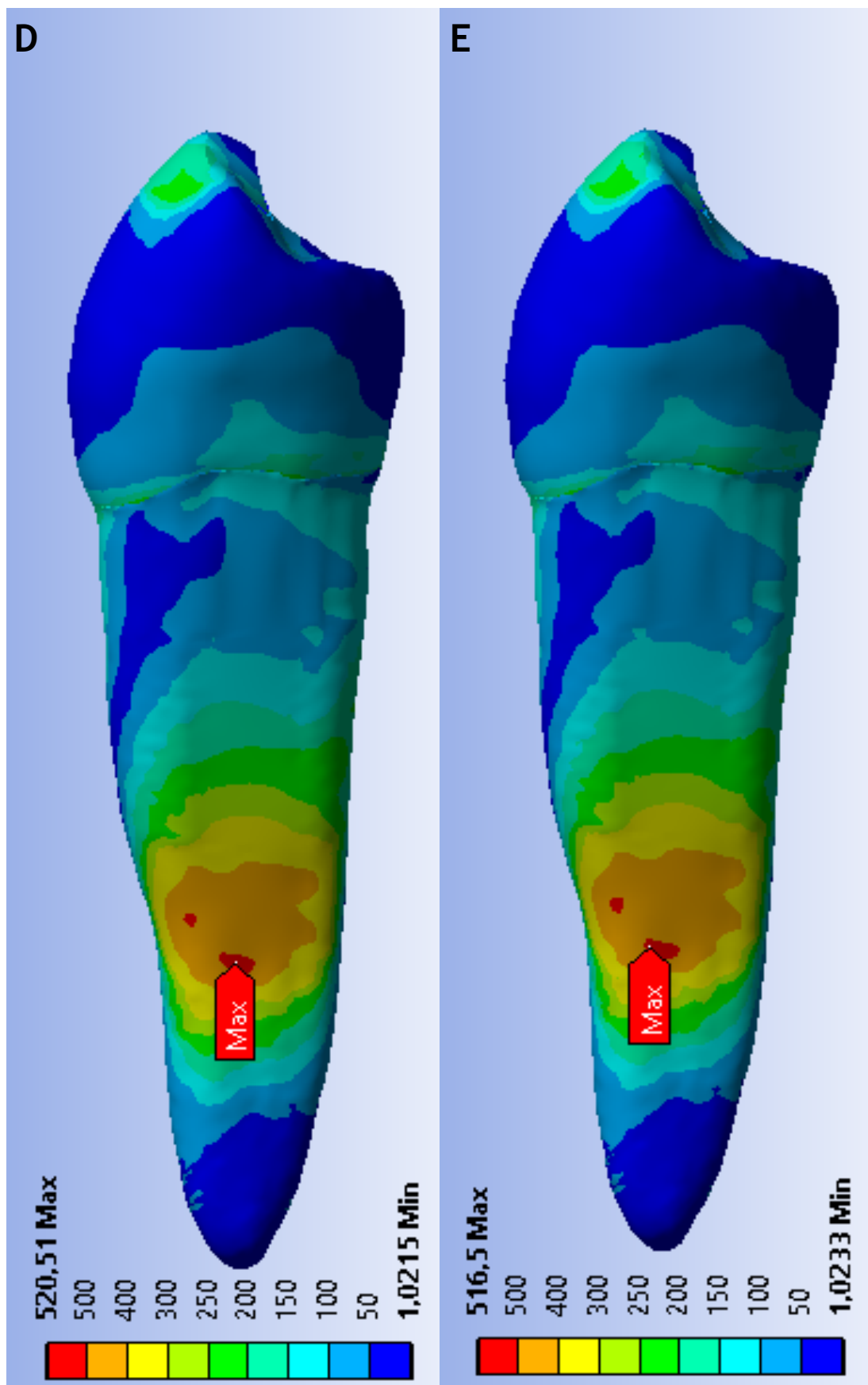


Figura 17.3 - Comportamento de elementos dentais preparados com F- #40/04 e G- #40/06 com aplicação de carga de 810 N incidida em 20°.

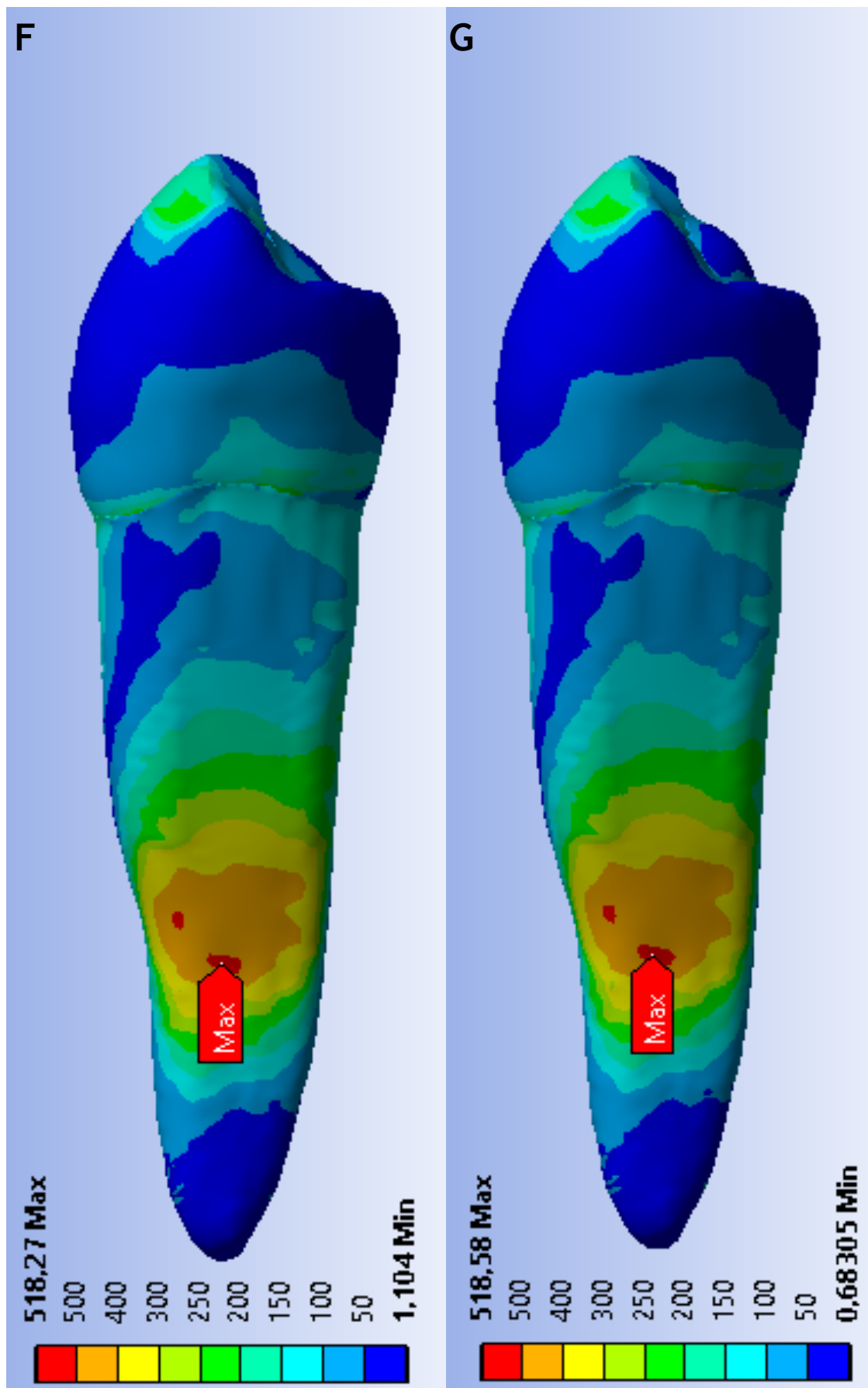


Figura 18. Representação do padrão entre as incidências de 90° nas forças de 30N (A - G), 90N (H - N), 270N (O - U) e 810N (V - B1).

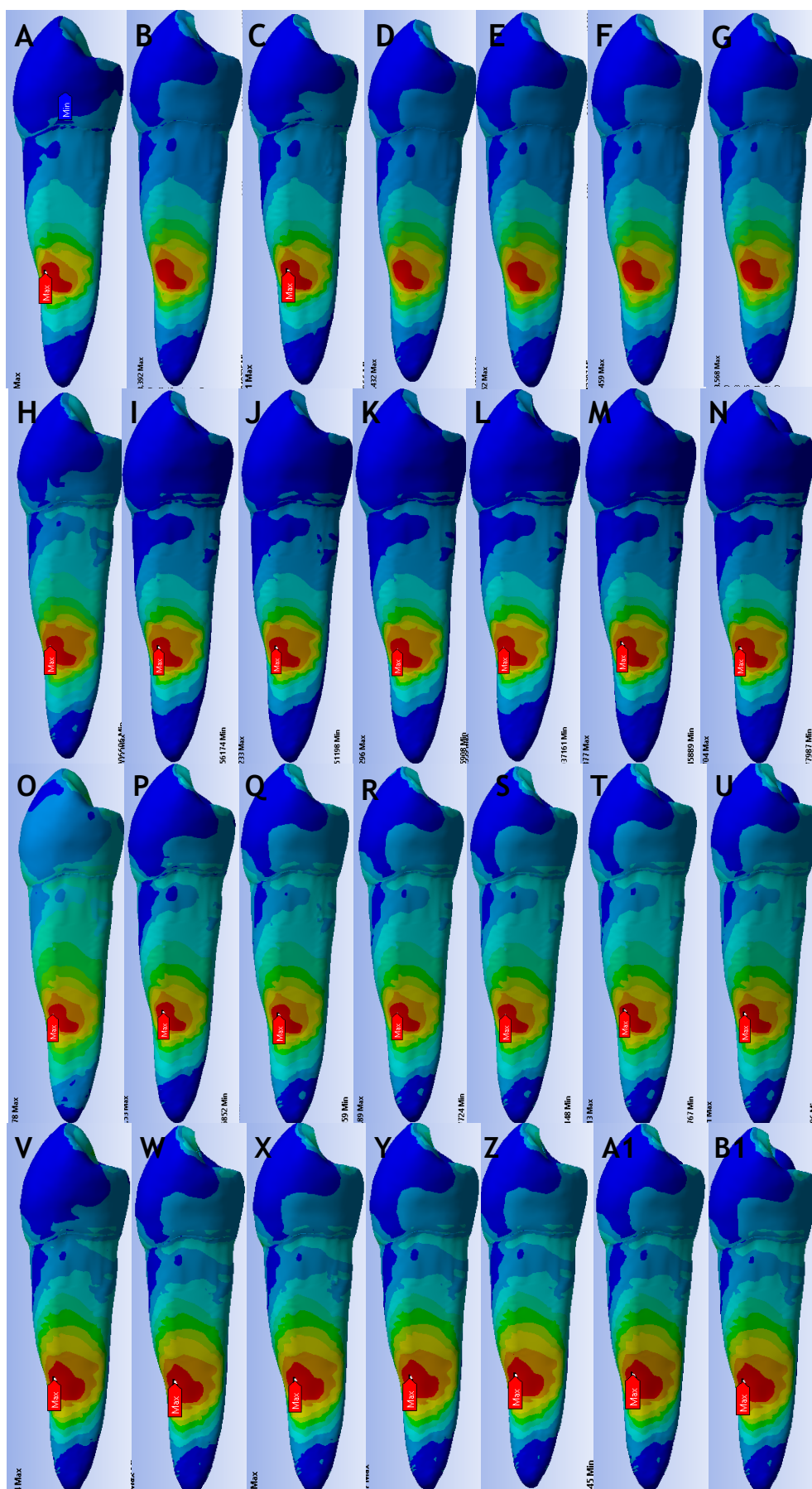


Figura 19. Representação do padrão entre as incidências de 45° nas forças de 30N (A - G), 90N (H - N), 270N (O - U) e 810N (V - B1).

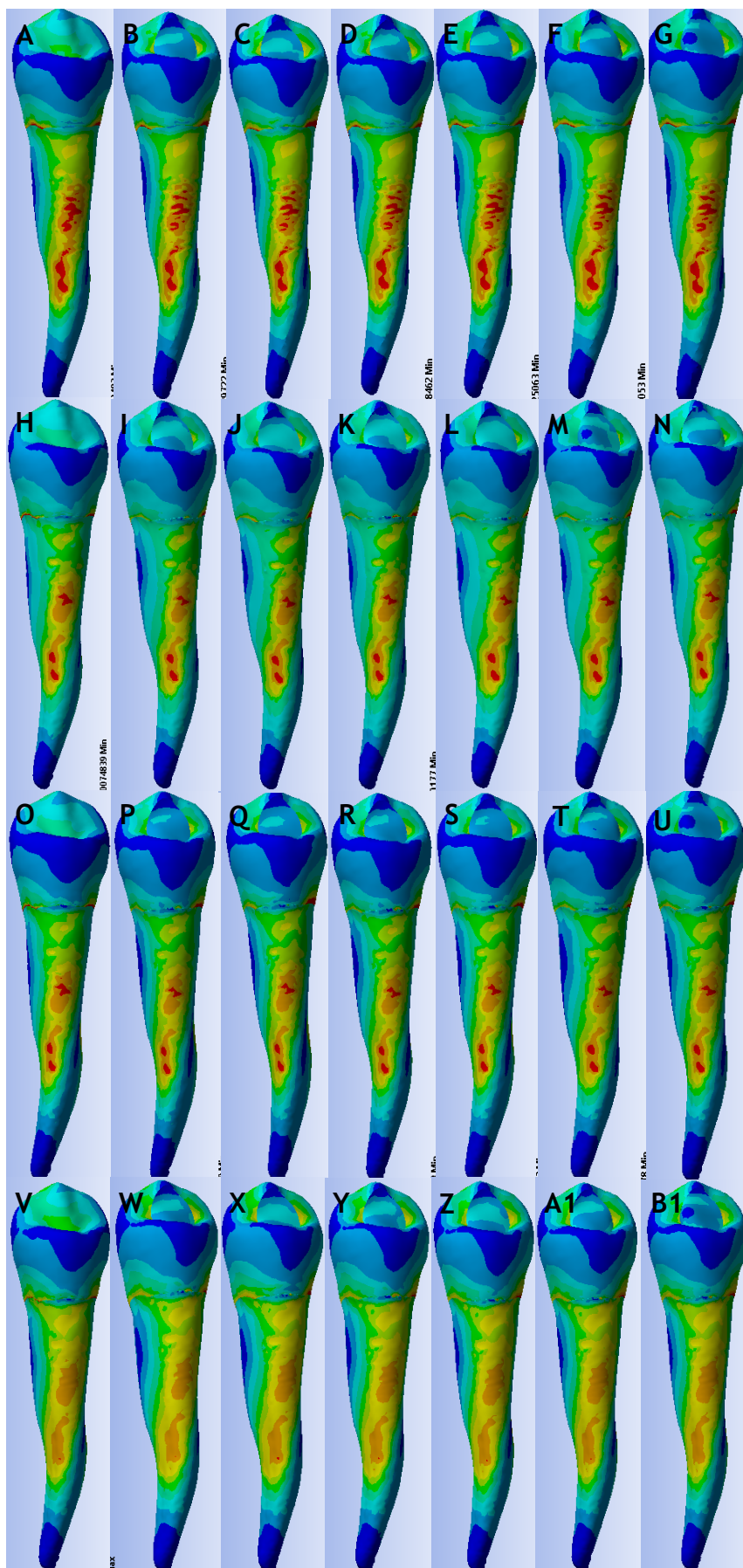
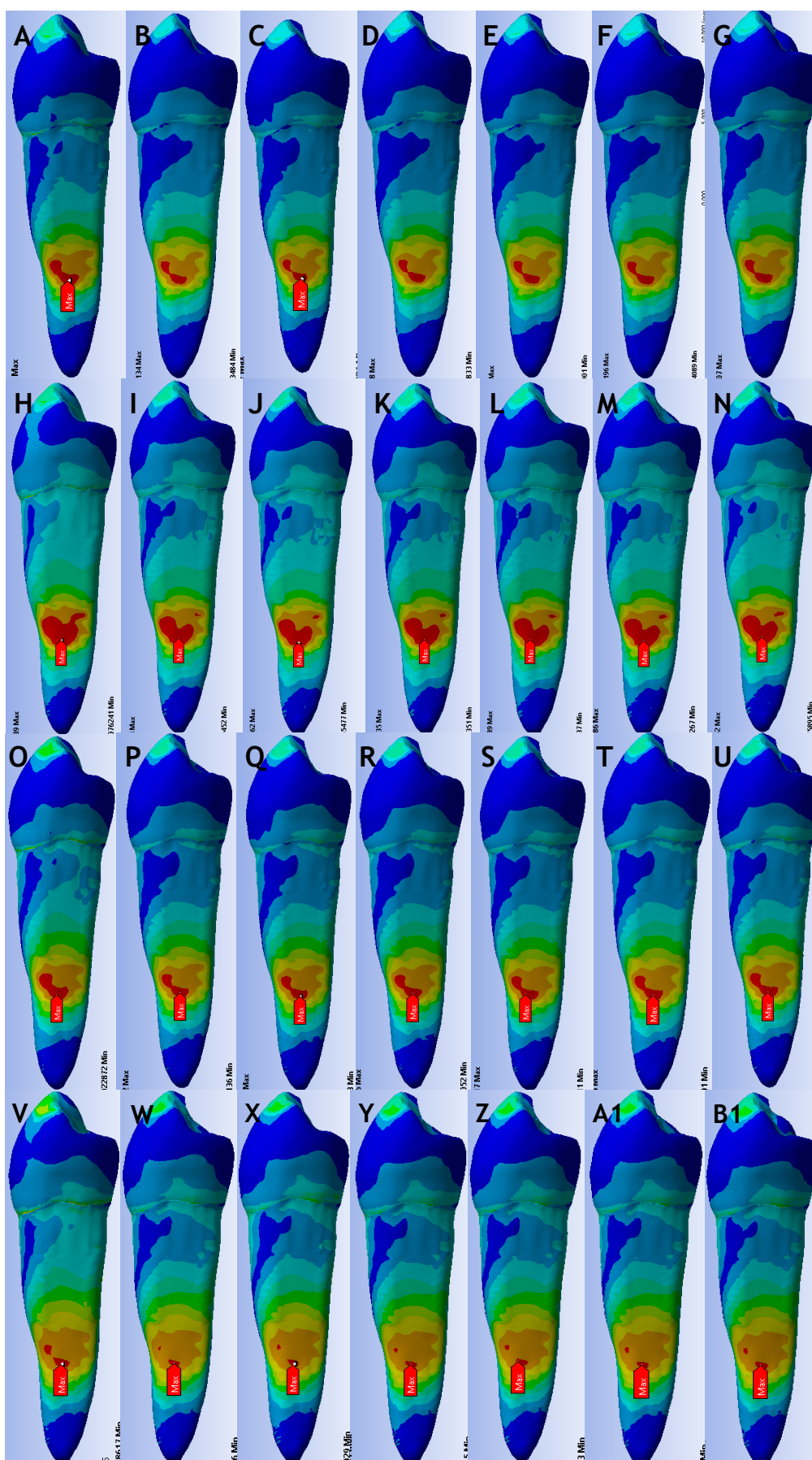


Figura 20. Representação do padrão entre as incidências de 20° nas forças de 30N (A - G), 90N (H - N), 270N (O - U) e 810N (V - B1).



6 DISCUSSÃO

Alguns autores entendem que a fratura radicular de origem endodôntica é um evento incomum^{1,24} e afirmam que a remoção dentinária nem sempre resulta na suscetibilidade de fratura.¹³ De acordo com os resultados obtidos neste estudo, instrumentos de maior calibre e maior conicidade não foram responsáveis pelo aumento do estresse gerado no elemento dental, o que é semelhante ao estudo de Adorno *et al.*⁵⁷ Ainda, encontramos que o aumento do diâmetro do canal pode ser capaz de diminuir a área de tensão máxima gerada, o que é compatível com os resultados de Munari *et al.*⁵⁸ Por isso, a suscetibilidade a fratura pode não está relacionada somente à espessura dentinária, mas adjunta à morfologia da raiz, formato do canal e inserção de pinos por exemplo.^{36,59}

A compactação lateral no momento da obturação causa mais defeitos dentinários pela força exercida do que o preparo em si.²¹ Ainda, os procedimentos restauradores são considerados com uns dos maiores contribuidores para diminuição da rigidez, sendo uma restauração MOD capaz de reduzir em mais de 60% pela perda da crista marginal, enquanto o procedimento endodôntico reduz apenas 5% da rigidez dentária.⁶⁰ As formações de trincas também estão relacionadas ao comprimento de trabalho (CT), quanto mais apical for o comprimento de trabalho (CT ou CT +1 mm) maior a chance de fratura comparado com CT -1 mm.^{3,57} A resistência flexural e módulo de elasticidade da estrutura dentinária podem ser influenciadas pela alta concentração usada do hipoclorito de sódio.⁶¹ Contudo, quanto maior a concentração, menor a resistência flexural e módulo de elasticidade da estrutura. Concluindo, fatores como morfologia da raiz, concentração de hipoclorito de sódio, grau de preservação coronária, força de compactação lateral, medida do comprimento de trabalho devem ser consideradas pelo clínico durante o tratamento endodôntico.

De acordo com nossos resultados, não encontramos correlação que suporte a hipótese de que o aumento da conicidade e calibre dos instrumentos enfraqueçam a estrutura dental. Porém, muitos estudos têm relacionado a suscetibilidade de fratura em dentes tratados endodonticamente pelo desgaste realizado pelo preparo radicular.^{5,6,13,20,57} Estes autores afirmam que o *design* do instrumento de NiTi como diâmetro, secção transversal e conicidade, podem enfraquecer as paredes pela

remoção de excessiva de dentina provocando trincas.^{20,57,59} Por isso, têm relacionado as causas de fratura vertical em dentes com tratamento endodôntico⁵⁹ que podem não ocorrer imediatamente após a instrumentação do canal,⁵ porém são diagnosticados alguns anos após o tratamento endodôntico e restaurador estarem completos.⁷

Neste estudo, as cargas incididas obliquamente apresentaram maiores pontos de tensão máxima e em maior distribuição quando comparados a cargas verticais.^{1,25,38} Observamos também que os modelos com aplicação de cargas verticais necessitaram de maiores forças para gerar maiores áreas de tensão máxima, enquanto em 45° a menor carga utilizada (30 N) foi capaz de produzir maior estresse na superfície radicular. O estudo de Eken *et al.*,¹ também apresentaram resultados semelhantes, na qual a carga incidida obliquamente gerou maiores áreas de estresse, quanto comparada a carga vertical aplicada ao longo eixo do dente. Também foi encontrado no estudo de Tanaka *et al.*³¹ que forças de 20° apenas causaram deformação plástica nos elementos quando usadas em 55 N.mm⁻¹, porém com o ângulo aumentado de 45° os elementos afetados no estudo obtiveram deformação plástica com força de 8,6 N.mm⁻¹. Como hipótese, cargas oblíquas de 45° geram áreas de compressão e tração na estrutura dental, aumentando pontos de tensão máxima, os quais são considerados de maior risco para ocorrência de fratura dental.

De acordo com nossos resultados, as áreas de tensão máxima geradas nas incidências de 20° e 90° se localizaram na porção interna das áreas de curvaturas, enquanto em 45° foram presentes na porção lingual da raiz. A direção da fratura se dá de forma perpendicular a da superfície de direção do estresse.⁶² Portanto, os locais de alta tensão foram potenciais formadores de fratura e sua propagação.⁶² A etiologia da fratura dental é multifatorial, que inclui fatores oclusais tais como alimentos rígidos, contato oclusal excessivo, mal-oclusão, inclinação acentuada de cúspides e sulcos dentais profundos, interferências oclusais, bruxismo, apertamento, atrito, abrasão e trauma facial.^{63,64} Alguns estudos clínicos avaliaram a resistência a fratura,^{15,16,41} um deles avaliou a resistência a fratura em dentes tratados endodonticamente com acesso endodôntico e cavidade MOD restauradas com resina composta, os grupos submetidos a carga estática tiveram uma média de até 407 N de resistência, enquanto durante a carga cíclica tiveram aproximadamente

280 N, sendo em todas as falhas de ambos os grupos, foram predominantemente adesiva antes da ocorrência de fratura da cúspide vestibular.⁴¹ Outro, determinou cargas de fratura em raízes após tratamento endodôntico utilizando diferentes sistemas de preparo a carga média para ocorrência de fratura foi de aproximadamente 64 N.¹⁵ Da mesma forma, avaliou-se a resistência a fratura de pré-molares uniradiculares extraídos. Todos os elementos foram fraturados verticalmente no sentido vestibulo-lingual com variação de força máxima entre 226 N a 271 N.¹⁶

A vantagem da utilização de métodos computacionais é a habilidade de avaliar vários aspectos do comportamento mecânico do elemento dental, o que é difícil de avaliar em laboratório e testes *in vivo* de maneira mais real possível.^{32,33,35,36} Outro benefício desta simulação é que diferentes ligas ou mudanças de *design* podem ser aplicadas de maneira que não seja prejudicial ao modelo inicial.^{33,49} A resistência à tração pode ser afetada por defeitos estruturais, podendo ter grande influência na iniciação e propagação de trincas, porém segundo Sathorn *et al.*³⁶ não é possível incorporar defeitos estruturais através da técnica de modelagem de elemento finito.

As condições de contorno representam as restrições do objeto de estudo, as quais são aplicadas na superfície externa aos nós dos elementos, com a finalidade de representar com veracidade do grau de liberdade do objeto.³⁴ Neste trabalho toda a região radicular foi submetida à fixação *Elastic Support* (Figura 6), uma das condições de contorno de que o software Ansys 19 dispõe, com a finalidade de reproduzir a mobilidade fisiológica atribuída ao dente pelo ligamento periodontal, simulando a dissipação das forças incididas nos modelos dentais com maior precisão. Porém, no estudo de Eken *et al.*¹ a condição de contorno se apresenta fixa, enquanto Du *et al.*³² e Gomes de Oliveira *et al.*²⁶ desconsideraram o ligamento periodontal em seu modelo, demonstrando o diferencial deste trabalho apresentando resultados mais próximos da realidade. Ainda, o tecido dentinário na maioria dos casos é considerado isotrópico e uniforme, ou seja, diferentes áreas da dentina apresentam diferentes propriedades como coeficiente de *Poisson* e módulo de elasticidade.³⁶ Porém diferentes estudos não o consideraram.^{1,24,31,32,38,58,62}

A relação controversa entre trauma oclusal e a doença periodontal tem sido discutidas longo dos anos.⁶⁵ O ligamento periodontal é uma estrutura composta de

fibras colágenas tipo 1 denominadas fibras de Sharpey, que conectam o cimento dentário ao osso alveolar, tendo como uma das funções a transmissão e absorção de estresse mecânico.⁶⁶ Interferências oclusais são definidas como contatos indesejáveis durante os movimentos mandibulares.⁶³ Há evidências de que a força oclusal excessiva por si só não causa inflamação tecidual em indivíduos saudáveis, porém pode acelerar o progresso de inflamação e contribuir para destruição periodontal em indivíduos com periodontite existente.⁶⁵ O trauma oclusal freqüentemente propicia a presença de mobilidade dentária funcional, dor, migração dental, espaço ampliado do ligamento periodontal em imagens radiográficas e desgastes dentários, sendo portanto, sinais clínicos possíveis.⁶⁵

Como limitações deste estudo, consideramos valores constantes de 0,2 mm em toda a estrutura radicular correspondente ao ligamento periodontal do elemento dental 3D, sabendo que há variação entre 0,15 - 0,38 mm⁶⁶ entre as porções mais coronárias, médias e apicais dependendo do elemento dental. Ainda somente foi utilizado cargas estáticas aplicadas aos modelos dentais nas posições mastigatórias de oclusão, lateralidade e interferência dental. Por isso, sugerimos novos estudos que simulem carga cíclica para melhor simulação do processo mastigatório, além do estresse gerado pelos instrumentos com diferentes calibres e conicidades gerado durante o preparo endodôntico evidenciando a fricção gerada em modelos e representação de maiores graus de curvatura, modelos com diferentes níveis de perda coronária

7 CONCLUSÃO

- O pré-molar inferior foi escolhido e adaptado com valores médios encontrados na literatura;
- Ao todo, 7 modelos foram utilizados para o estudo sendo 1 deles hígido (controle) e em outros 6 o canal radicular foi modelado para simulação do preparo endodôntico com instrumentos #30/.03, #30/.09, #35/.04, #35/.06, #40/.04 e #40/.06;
- A sequência decrescente de área das tensões máximas das incidências das cargas aplicadas de 30 N, 90 N, 270 N e 810 N correspondem a $45^\circ > 90^\circ > 20^\circ$; $45^\circ > 20^\circ > 90^\circ$; $45^\circ > 90^\circ > 20^\circ$ e $90^\circ > 20^\circ > 45^\circ$, respectivamente;
- Sequência decrescente da área de tensão máxima das cargas em cada angulação: $90^\circ - 810\text{ N} > 270\text{ N} > 90\text{ N} > 30\text{ N}$, $45^\circ - 30\text{ N} > 90\text{ N} > 270\text{ N} > 810\text{ N}$ e $20^\circ - 90\text{ N} > 30\text{ N} > 270\text{ N} > 810\text{ N}$;
- As posições mandibulares de oclusão (90°) e lateralidade (20°) obtiveram padrões semelhantes na área de forças de tensão, as quais se localizaram nas regiões de curvatura. A incidência que simulou interferência (45°) se apresentou na área lingual em sentido longitudinal ao longo eixo dos modelos;
- O aumento do calibre e conicidade não foram determinantes para alterações no aumento da área de tensão máxima. Sendo o aumento da carga e o tipo de angulação foram os fatores mais importantes na formação de estresse na estrutura dental.

REFERÊNCIAS

1. Eken R, Sen OG, Eskitascioglu G, Belli S. Evaluation of the Effect of Rotary Systems on Stresses in a New Testing Model Using a 3-Dimensional Printed Simulated Resin Root with an Oval-shaped Canal: A Finite Element Analysis Study. *J Endod.* 2016 Aug;42(8):1273-8. doi: 10.1016/j.joen.2016.05.007.
2. Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YC, Mazzi-Chaves JF, Carvalho KKT, Barbosa AFS, Versiani MA, Jacobs R, Leoni GB. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. *Braz Oral Res.* 2018 Oct 18;32(suppl1):e66. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0066.
3. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *J Endod.* 2009 Mar;35(3):389-92. doi: 10.1016/j.joen.2008.12.008.
4. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod.* 2012 Feb;38(2):232-5. doi: 10.1016/j.joen.2011.10.011.
5. Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod.* 2009 Feb;35(2):236-8. doi: 10.1016/j.joen.2008.10.021.
6. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod.* 2010 Jul;36(7):1195-9. doi: 10.1016/j.joen.2010.02.010.
7. Soares CJ, Rodrigues MP, Faria-E-Silva AL, Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Kim HC, Versluis A. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures? *Braz Oral Res.* 2018 Oct 18;32 (suppl 1):e76. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0076.
8. Paqué F, Ganahl D, Peters OA. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod.* 2009 Jul;35(7):1056-9. doi: 10.1016/j.joen.2009.04.020.
9. Saini HR, Tewari S, Sangwan P, Duhan J, Gupta A. Effect of different apical preparation sizes on outcome of primary endodontic treatment: a randomized controlled trial. *J Endod.* 2012 Oct;38(10):1309-15. doi: 10.1016/j.joen.2012.06.024.
10. Kim HC, Cheung GS, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod.* 2008 Jun;34(6):743-7. doi: 10.1016/j.joen.2008.03.015.
11. Khanna R, Handa A, Virk RK, Ghai D, Handa RS, Goel A. Clinical and Radiographic Evaluation of Procedural Errors during Preparation of Curved Root

Canals with Hand and Rotary Instruments: A Randomized Clinical Study. *Contemp Clin Dent*. 2017 Jul-Sep;8(3):411-415. doi: 10.4103/ccd.ccd_495_17.

12.Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J*. 2016 Feb;49(2):119-35. doi: 10.1111/iej.12432.

13.Hecker H, Bartha T, Löst C, Weiger R. Determining the apical preparation size in premolars: part III. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 Jul;110(1):118-24. doi: 10.1016/j.tripleo.2010.03.001

14.Mohammadian F, Sadeghi A, Dibaji F, Sadegh M, Ghoncheh Z, Kharrazifard MJ. Comparison of Apical Transportation with the Use of Rotary System and Reciprocating Handpiece with Precurved Hand Files: An In Vitro Study. *Iran Endod J*. 2017 Fall;12(4):462-467. doi: 10.22037/iej.v12i4.16063.

15.Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod*. 2005 Jul;31(7):529-32. doi: 10.1097/01.don.0000150947.90682.a0

16.Capar ID, Altunsoy M, Arslan H, Ertas H, Aydinbelge HA. Fracture strength of roots instrumented with self-adjusting file and the ProTaper rotary systems. *J Endod*. 2014 Apr;40(4):551-4. doi: 10.1016/j.joen.2013.08.030.

17.Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J*. 2017 Feb;50(2):143-152. doi: 10.1111/iej.12613.

18.Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias EF, Peters OA, Candeiro GTM. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res*. 2018 Oct 18;32(suppl 1):e67. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067.

19.Özyürek T, Tek V, Yılmaz K, Uslu G. Incidence of apical crack formation and propagation during removal of root canal filling materials with different engine driven nickel-titanium instruments. *Restor Dent Endod*. 2017 Nov;42(4):332-341. doi: 10.5395/rde.2017.42.4.332.

20.Zandbiglari T, Davids H, Schäfer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006 Jan;101(1):126-31. doi: 10.1016/j.tripleo.2005.01.019.

21.Shemesh H, Bier CA, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*. 2009 Mar;42(3):208-13. doi: 10.1111/j.1365-2591.2008.01502.x.

22.Missau T, De Carlo Bello M, Michelon C, Mastella Lang P, Kalil Pereira G, Baldissara P, Valandro LF, Souza Bier CA, Pivetta Rippe M. Influence of Endodontic Treatment and Retreatment on the Fatigue Failure Load, Numbers of Cycles for

Failure, and Survival Rates of Human Canine Teeth. *J Endod.* 2017 Dec;43(12):2081-2087. doi: 10.1016/j.joen.2017.07.013.

23.Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, Geis-Gerstorfer J. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *J Prosthodont Res.* 2018 Jul;62(3):293-297. doi: 10.1016/j.jpor.2017.11.003.

24.Costa AK, Xavier TA, Paes-Junior TJ, Andreatta-Filho OD, Borges AL. Influence of occlusal contact area on cusp deflection and stress distribution. *J Contemp Dent Pract.* 2014 Nov 1;15(6):699-704. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1602

25.Yıkılğan I, Bala O. How can stress be controlled in endodontically treated teeth? A 3D finite element analysis. *ScientificWorldJournal.* 2013 Jul 15;2013:426134. doi: 10.1155/2013/426134.

26.Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil.* 2006 Dec;33(12):874-80. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01670.x

27.Quiudini PR Jr, Pozza DH, Pinto ADS, de Arruda MF, Guimarães AS. Differences in bite force between dolichofacial and brachyfacial individuals: Side of mastication, gender, weight and height. *J Prosthodont Res.* 2017 Jul;61(3):283-289. doi: 10.1016/j.jpor.2016.10.003.

28.Goiato MC, Zuim PRJ, Moreno A, Dos Santos DM, da Silva EVF, de Caxias FP, Turcio KHL. Does pain in the masseter and anterior temporal muscles influence maximal bite force? *Arch Oral Biol.* 2017 Nov;83:1-6. doi: 10.1016/j.archoralbio.2017.06.029.

29.Lan TH, Pan CY, Liu PH, Chou MMC. Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Crowns in Implant Prostheses in Patients with Bruxism. *Materials (Basel).* 2019 May 17;12(10). pii: E1623. doi: 10.3390/ma12101623.

30.Ustun O, Ozturk AN. The evaluation of stress patterns in porcelain laminate veneers with different restoration designs and loading angles induced by functional loads: A three-dimensional finite element analysis study. *Niger J Clin Pract.* 2018 Mar;21(3):337-342. doi: 10.4103/njcp.njcp_45_17.

31.Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehabil.* 2003 Jan;30(1):60-7. doi: 10.1046/j.1365-2842.2003.00959.x

32.Du JK, Lin WK, Wang CH, Lee HE, Li HY, Wu JH. FEM analysis of the mandibular first premolar with different post diameters. *Odontology.* 2011 Jul;99(2):148-54. doi: 10.1007/s10266-011-0011-8.

33.Bonessio N, Pereira ES, Lomiento G, Arias A, Bahia MG, Buono VT, Peters OA. Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison

between M-Wire and NiTi alloys. *Int Endod J.* 2015 May;48(5):441-50. doi: 10.1111/iej.12333.

34.Norton, Robert L. Projeto de máquinas [recurso eletrônico]: uma abordagem integrada / Robert L. Norton ; [tradução: Konstantinos Dimitriou Stavropoulos ... et al.]. – 4. ed. – Dados eletrônicos. – Porto Alegre : Bookman, 2013.

35.Gao Y, Cheung GS, Shen Y, Zhou X. Mechanical behavior of ProTaper universal F2 finishing file under various curvature conditions: a finite element analysis study. *J Endod.* 2011 Oct;37(10):1446-50. doi: 10.1016/j.joen.2011.06.003.

36.Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod.* 2005 Apr;31(4):288-92. doi: 10.1097/01.don.0000140579.17573.f7.

37.Jo AR, Mo SS, Lee KJ, Sung SJ, Chun YS. Finite-element analysis of the center of resistance of the mandibular dentition. *Korean J Orthod.* 2017 Jan;47(1):21-30. doi: 10.4041/kjod.2017.47.1.21.

38.Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J.* 2006 Dec;39(12):931-9. doi: 10.1111/j.1365-2591.2006.01164.x

39.Watanabe Y, Hirano H, Arai H, Morishita S, Ohara Y, Edahiro A, Murakami M, Shimada H, Kikutani T, Suzuki T. Relationship Between Frailty and Oral Function in Community-Dwelling Elderly Adults. *J Am Geriatr Soc.* 2017 Jan;65(1):66-76. doi: 10.1111/jgs.14355.

40.Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992 Jul;18(7):332-5. doi: 10.1016/S0099-2399(06)80483-8.

41.Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength and fracture patterns of root-filled teeth restored with direct resin composite restorations under static and fatigue loading. *Oper Dent.* 2014 Mar-Apr;39(2):181-8. doi: 10.2341/13-006-L.

42.Modelo dental 3D de pré molar inferior. Disponível em <https://skfb.ly/UQwI>. Aberto por último em 27/12/2020 às 01:30.

43.ESTRELA, Carlos. Ciência Endodôntica. São Paulo: Artes Médicas, 2004.1010p.

44.BERGER Carlos Roberto. Endodontia. São Paulo: Quintessence Editora: 2018; 472p.

45.LEONARDO, Mário Roberto. Endodontia: tratamento de canais radiculares: princípios técnicos e biológicos. Sao Paulo: Artes Médicas, 2005.

46.Wu MK, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000 Jun;89(6):739-43. doi: 10.1067/moe.2000.106344.

- 47.KATCBURIAN, Eduardo. Histologia e embriologia oral: texto, atlas, correlações clínicas. 3. ed. rev. e atual. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.
- 48.Phillips SJ, Whisnant JP. Hypertension and stroke. In: Laragh JH, Brenner BM, editores. Hypertension: pathophysiology, diagnosis and management. 2nd ed. New York: Raven Press; 1995.
- 49.Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvão AM, Montes TC, Pereira AG, Reis BR, Coleman TA, Grippo JO. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. *Aust Dent J.* 2015 Sep;60(3):309-16. doi: 10.1111/adj.12233.
- 50.Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. *Dent Mater.* 2009 Jan;25(1):67-73. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.015.
- 51.Chun K, Choi H, Lee J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *J Dent Biomech.* 2014 Feb 6;5:1758736014520809. doi: 10.1177/1758736014520809.
- 52.Craig RG, Peyton FA. The micro-hardness of enamel and dentin. *J Dent Res.* 1958 Aug;37(4):661-8. doi: 10.1177/00220345580370041301.
- 53.Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Effect of occlusal loading and mechanical properties of resin composite on stress generated in posterior restorations. *Am J Dent.* 2014 Jun;27(3):129-33
- 54.Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials.* 2004 Jun;25(13):2455-60. doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.09.029.
- 55.Catelan A, Santo MR, Menegazzo LM, Moraes JC, dos Santos PH. Effect of light curing modes on mechanical properties of direct and indirect composites. *Acta Odontol Scand.* 2013 May-Jul;71(3-4):697-702. doi: 10.3109/00016357.2012.715193.
- 56.Shinogaya T, Tanaka Y, Toda S, Hayakawa I. A new approach to evaluating occlusal support by analyzing the center of the bite force. *Clin Oral Investig.* 2002 Dec;6(4):249-56. doi: 10.1007/s00784-002-0180-5
- 57.Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod.* 2011 Apr;37(4):522-5. doi: 10.1016/j.joen.2010.12.002.
- 58.Munari LS, Bowles WR, Fok ASL. Relationship between Canal Enlargement and Fracture Load of Root Dentin Sections. *Dent Mater.* 2019 May;35(5):818-824. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.015.

59. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod.* 1997 Aug;23(8):533-4. doi: 10.1016/S0099-2399(97)80316-0.
60. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989 Nov;15(11):512-6. doi: 10.1016/S0099-2399(89)80191-8.
61. Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J.* 2001 Mar;34(2):120-32. doi: 10.1046/j.1365-2591.2001.00357.x.
62. Askerbeyli Örs S, Serper A. Influence of nickel-titanium rotary systems with varying tapers on the biomechanical behaviour of maxillary first premolars under occlusal forces: a finite element analysis study. *Int Endod J.* 2018 May;51(5):529-540. doi: 10.1111/iej.12770.
63. Kanamaru J, Tsujimoto M, Yamada S, Hayashi Y. The clinical findings and managements in 44 cases of cracked vital molars. *J Dent Sci.* 2017 Sep;12(3):291-295. doi: 10.1016/j.jds.2017.04.002.
64. Lubisich EB, Hilton TJ, Ferracane J; Northwest Precedent. Cracked teeth: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2010 Jun;22(3):158-67. doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00330.x.
65. Zhou SY, Mahmood H, Cao CF, Jin LJ. Teeth under High Occlusal Force may Reflect Occlusal Trauma-associated Periodontal Conditions in Subjects with Untreated Chronic Periodontitis. *Chin J Dent Res.* 2017;20(1):19-26. doi: 10.3290/j.cjdr.a37738.
66. Jiang N, Guo W, Chen M, Zheng Y, Zhou J, Kim SG, Embree MC, Songhee Song K, Marao HF, Mao JJ. Periodontal Ligament and Alveolar Bone in Health and Adaptation: Tooth Movement. *Front Oral Biol.* 2016;18:1-8. doi: 10.1159/000351894.