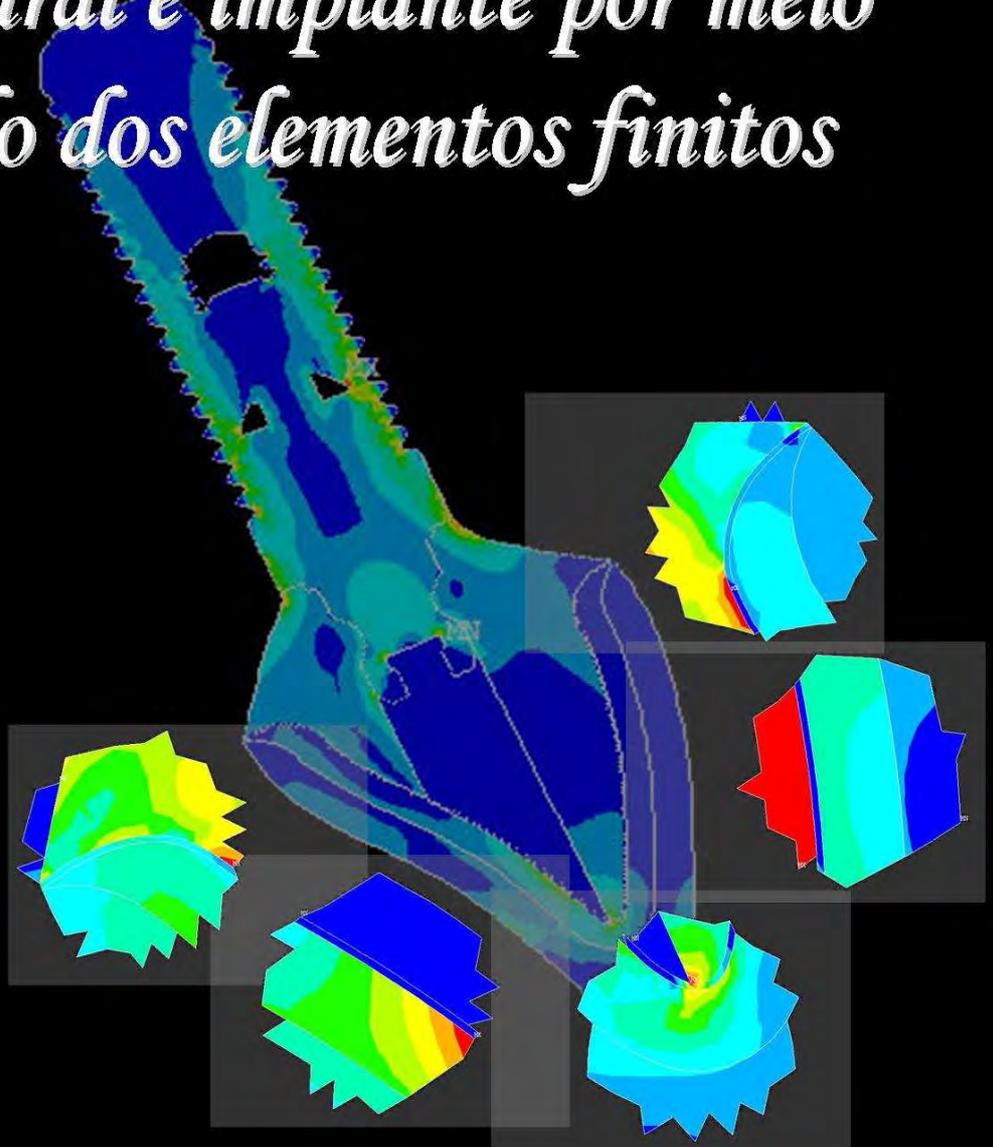


Amilcar Chagas Freitas Júnior

*Análise da distribuição das tensões
em restaurações cerâmicas sobre
dente natural e implante por meio
do método dos elementos finitos*



ARAÇATUBA - SP
2008

Amilcar Chagas Freitas Júnior

*Análise da distribuição das tensões em
restaurações cerâmicas sobre dente natural e
implante por meio do método dos elementos finitos*

*Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
do Câmpus de Araçatuba – Unesp, para a obtenção do
Grau de “Mestre em Odontologia” – Área de
Concentração em Prótese Dentária.*

Orientador : Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha

Co-Orientador : Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos

ARAÇATUBA - SP
2008



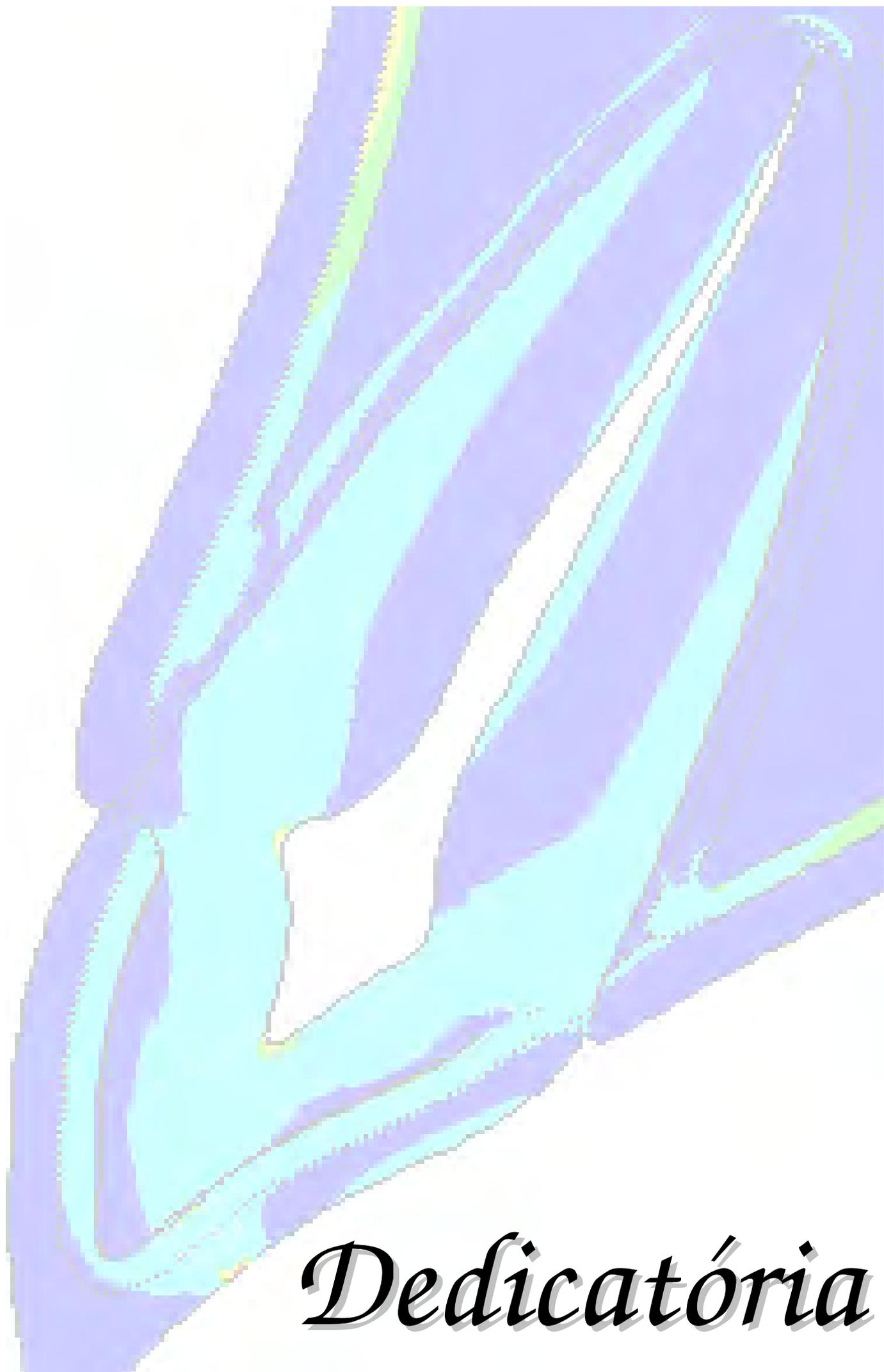
*Dados
Curriculares*

Dados Curriculares



AMILCAR CHAGAS FREITAS JÚNIOR

NASCIMENTO	10/08/1981 - FORTALEZA – CE
FILIAÇÃO	Amilcar Chagas Freitas Regina Lúcia Ciarlini Chagas Freitas
2000 / 2004	Curso de Graduação em Odontologia Universidade Federal do Ceará
2005 / 2005	Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Parcial Fixa Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP
2007 / 2007	Curso de Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implante Centro de Odontologia Estética / Sindicato dos Odontologistas de São José do Rio Preto – SP
2006 / 2008	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”



Dedicatória



Dedicatória

A Deus

Que nos momentos mais difíceis sempre esteve presente em minha vida, iluminando o meu caminho. Sinto-me privilegiado por todas as oportunidades presentes em minha vida. Muito obrigado por me dar a luz necessária para realizar as escolhas corretas.

Aos meus pais, Amílcar e Regina

Que sempre apoiaram as decisões por mim realizadas. Agradeço com muito amor, carinho e respeito pelo que já fizeram e que sempre se mostram dispostos a fazer para que eu realize todos os meus sonhos. Tenham a certeza da minha sincera gratidão por tudo que já abdicaram para que me fosse oferecido o que de melhor vocês poderiam me dar. Amo muito vocês!

Ao meu irmão, David

Pelo respeito, cumplicidade e admiração que sempre compartilhamos durante nossas vidas. Vejo você como meu melhor amigo!

Aos meus avós, José Paiva, Yara e Dulce

Que são os meus pais mais experientes, recebo com muita emoção todas as orações e palavras de orgulho e incentivo que sempre me foram direcionadas. Sem a ajuda de vocês, eu jamais teria conquistado tudo o que tenho! Vocês sempre serão lembrados em todas as minhas conquistas profissionais e pessoais. Muito obrigado por existirem em minha vida!

Ao meu avô, Adolfo Moacyr (“em memória”)

Onde quer que o senhor esteja, sei que estarás me acompanhando. Espero sempre lhe dar motivos para que sintas orgulho de mim...

Ao meu orientador, Prof. Eduardo Passos Rocha

Que acreditou no meu potencial e me deu a oportunidade de realizar o sonho da Pós-Graduação. Agradeço pelos preciosos ensinamentos e contínuo incentivo, fazendo com que eu atingisse objetivos até então considerados distantes. O senhor é meu grande mestre, servindo como exemplo de segurança, competência e dedicação à Odontologia. Espero sempre corresponder às suas expectativas. Muito obrigado por tudo!

Aos meus tios, Paulo César e Luciana

Que juntamente com meus primos, Pedro e João, foram a minha família durante este longo período distante de casa. Espero algum dia poder retribuir tudo o que vocês têm me proporcionado. A amizade e hospitalidade que recebi foram fundamentais para que eu conseguisse conquistar essa vitória. Jamais esquecerei o que fizeram por mim...

À minha namorada, Erika

Pelo intenso e verdadeiro relacionamento pessoal e profissional que construímos desde o momento em que nos conhecemos. Pela cumplicidade e companheirismo, regado de muito amor, em todos os bons e difíceis momentos compartilhados durante todo o período do Mestrado. Ao seu lado, sinto-me uma pessoa mais forte para superar as dificuldades do dia-a-dia. Conto com sua presença para que, juntos, consigamos vencer cada etapa da vida. Obrigado por fazer parte da minha vida. Te amo!



*Agradecimentos
Especiais*



Agradecimentos Especiais

À *Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP*, na pessoa do seu Diretor Prof. Pedro Felício Estrada Bernabé, pela oportunidade de realização do Curso de Mestrado em Odontologia.

À *Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP*, pelo suporte financeiro fornecido durante o período de realização do curso de Mestrado (PROCESSO 2006/02336-2).

Aos amigos e professores *Paulo Henrique dos Santos*, meu co-orientador, *Wirley Gonçalves Assunção* e *Débora Barros Barbosa*, pelos conselhos, ensinamentos, apoio e constante atenção a mim dispensados durante todo o processo de aprendizado neste importante momento de minha vida profissional. Saibam que vocês me servem de referência neste processo de formação acadêmica. Admiro muito vocês! Continuem sempre assim...



Agradecimientos



Agradecimentos

À *Universidade Federal do Ceará – UFC*, em especial aos Professores *Antônio Materson Silva*, *Marcus José Fernandes de Oliveira* e *Júlio Jorge D’Albuquerque Lóssio*, meus orientadores durante a Graduação em Odontologia, que fizeram despertar em mim o interesse pela carreira acadêmica.

À Empresa *Nobel Biocare Brasil Ltda*, em especial aos funcionários *Maurício Visconte* e *Mônica Nanni*, pela confiança depositada em mim e em meu orientador, cedendo gentilmente os implantes e pilar protético utilizados neste trabalho.

Ao coordenador do curso de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Prof. *Idelmo Rangel Garcia Júnior*, pela dedicação e honestidade com que

desempenha sua função, mostrando-se solícito e companheiro sempre que necessário.

Aos Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, *Cícero Eleutério da Silva Filho, Paulo Renato Junqueira Zuim, Adriana Cristina Zavanelli e Stefan Fiúza de Carvalho Dekon*, pela confiança em mim depositada e ensinamentos transmitidos nas clínicas da Faculdade de Odontologia de Araçatuba.

Ao Professor da Disciplina de Odontopediatria, *Alberto Carlos Botazzo Delbem*, pela gentileza em ceder e orientar na utilização de alguns equipamentos, como a Embutidora Metalográfica e a Recortadora, necessários para a execução de parte da metodologia do estudo.

Ao Professor da Disciplina de Metodologia do Ensino, *Wilson Roberto Poi*, por seus conselhos e ensinamentos, além de ter me mostrado o lado mais humano e sensível do que é ser “Professor”.

Aos funcionários da Biblioteca, da Pós-Graduação e dos Departamentos de Materiais Odontológicos e Prótese, e de Cirurgia e Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, pela paciência, prestatividade e atenção a mim dispensada durante esse período de Mestrado.

Ao amigo doutorando *Manoel Martín Júnior*, por ter me transmitido todos os seus conhecimentos sobre a ferramenta metodológica com que trabalhamos, atitude fundamental para a realização deste trabalho.

Aos amigos pós-graduandos, *Carlinhos, Manoel, Lucas Tabata, Valentim, Jéssica, Abrahão e Rodolpho*, pelos ótimos momentos profissionais e pessoais vividos, compartilhando as vitórias e dificuldades inerentes a este momento profissional que é comum a todos nós.

Aos meus tios *Isabel, Moacyr Filho e Cristina, Danilo e Geovânia*, que mesmo a distância estão sempre torcendo pelo meu sucesso...

À minha tia *Suzana* e aos meus tios e padrinhos *Luiz Paiva* e *Ivanira*, que acompanharam o meu crescimento pessoal e profissional, incentivando-me e, sempre que possível, ajudando em cada uma destas etapas vividas...

*A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram
para a realização deste trabalho.*



Resumo Geral

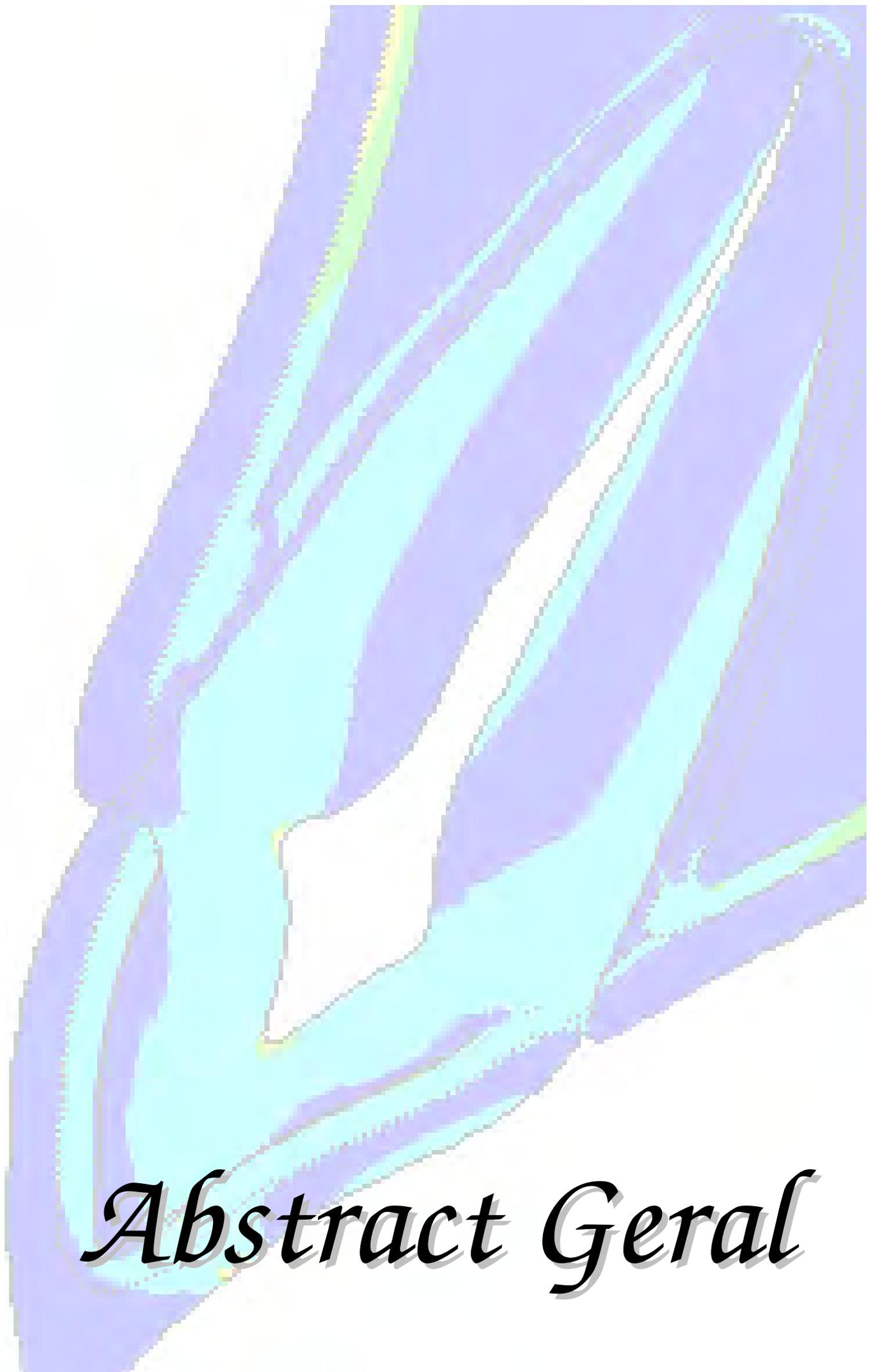
RESUMO GERAL

Freitas Júnior AC. Análise da distribuição das tensões em restaurações cerâmicas sobre dente natural e implante por meio do método dos elementos finitos [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2008.

As restaurações cerâmicas têm proporcionado resultados satisfatórios estética e biomecanicamente. Porém, a comparação dos dados sobre a distribuição das tensões nos casos de diferentes restaurações suportadas por dente ou por implante é inconclusiva. O objetivo desse estudo foi avaliar, através da análise de elementos finitos bidimensional, a distribuição interna das tensões nos materiais e estruturas de suporte em função de duas possibilidades restauradoras em cerâmica (faceta laminada e coroa total) e dois tipos de suportes (dente natural e implante). Foram confeccionados 8 (oito) modelos (M) no programa AutoCad 2006, variando o tipo de suporte e restauração: MA (controle) – representação do incisivo central maxilar, hígido, seccionado sagitalmente; MB1, MB2 e MB3 – semelhantes ao MA, restaurados com faceta laminada pelo sistema IPS Empress, IPS Empress Esthetic e Laminado Procera, respectivamente; MC1 e MC2 – semelhantes ao MA, com coroa total pelo sistema IPS Empress 2 (MC1) e Procera AllCeram (MC2); MD1 e MD2 – porção coronária semelhante ao MC1 e MC2, respectivamente, com a presença de um implante osseointegrado (Sistema Bränemark - 4,3 X 15,0 mm) e pilar em zircônia. Para análise numérica (Ansys 10.0), os modelos foram carregados (C) sob duas condições (50N): C1 - 45° de inclinação com o longo eixo dental, no terço médio da face palatina; C2 – perpendicular à borda incisal.

Adicionalmente, uma terceira condição foi adotada para o MA: C3 – 50N na borda incisal paralelo ao longo eixo dental. Foram obtidas a tensão equivalente de von Mises (σ_{VM}) e a máxima tensão principal em tensão ($\sigma_{max.t}$) e compressão ($\sigma_{max.c}$). Observou-se que C3 proporcionou a menor variação de σ_{VM} no dente e estruturas de suporte quando comparada à C1 e C2. Os elementos *beam3* usados na representação do ligamento periodontal apresentaram melhor comportamento para cargas paralelas ao longo eixo dental. Nos modelos MB e MC, a presença de restauração cerâmica sobre dente aumentou a tensão na interface adesiva, especialmente com o sistema Procera, enquanto nos modelos sobre implante, o sistema IPS Empress2 gerou maiores valores de σ_{VM} do que o sistema Procera AllCeram. Os maiores valores de $\sigma_{max.t}$ foram observados na periferia da interface de cimentação (região cervical) em todos os modelos. Concluiu-se que os sistemas restauradores estudados proporcionaram maior concentração de tensão nas estruturas dentárias de suporte. Nas restaurações sobre implante, o maior módulo de elasticidade da coroa cerâmica não influenciou nos σ_{VM} e $\sigma_{max.t}$ muito embora o pilar zircônia tenha proporcionado altos valores de tensão.

Palavras-chave: Biomimética. Cerâmica. Implante dentário endoósseo. Análise de elemento finito.



Abstract Geral

ABSTRACT GERAL

Freitas Júnior AC. Stress distribution in ceramics restorations on natural tooth and implant by finite element analysis [Dissertation]. Araçatuba: UNESP – São Paulo State University; 2008.

The ceramics restorations have provided excellent aesthetic and biomechanical clinical results. However, the data about the stress distribution in tooth and implant-supported restorations are inconclusive. Using two-dimensional finite element analysis, the purpose of this study was to evaluate the stress distribution in the materials and support structures based on two ceramics restorative possibilities (lamine veneer and ceramic crown) and two support structures (tooth and implant). 8 models (M) were built in the program AutoCAD 2006, varying the restorations and their support structures: MA (control) – an intact maxillary central incisor in sagittal cut; MB1, MB2 and MB3 – similar to MA, with laminate veneers of IPS Empress, IPS Empress Esthetic and Procera veneer, respectively; MC1 and MC2 – similar to MA, with a full crown of IPS Empress 2 (MC1) and Procera AllCeram (MC2); MD1 and MD2 – coronary portion similar to MC, with an osseointegrated implant (Brånemark System - 4.3 X 15.0 mm) and zircon abutment. To the numerical analysis (Ansys 10.0), the following loadings (L) were performed (50N): L1 - on the medium third of the lingual face, in 45° with the dental long axis; L2 – perpendicular to the incisal edge; L3 – 50N in the incisal edge parallel to the tooth long axis (only for the natural tooth). The von Mises equivalent stress (σ_{VM}) and maximum principal stress in tension ($\sigma_{max.t}$) and compression ($\sigma_{max.c}$) were obtained. It was

observed that L3 provided the smallest variation of σ_{VM} in the tooth and support structures in comparison with L1 and L2. The *beam3* elements used for the periodontal ligament modeling showed an appropriate behavior for parallel loading. In the MB and MC, the ceramics increased the σ_{VM} in the adhesive interface, mainly for Procera. In the models with implant, the IPS Empress2 showed higher σ_{VM} than that for Procera AllCeram. The higher $\sigma_{max,t}$ was observed in the periphery of the cementation interface in all models with implant, mainly in the cervical third. It was concluded that the restorative systems provided higher stress concentration in the tooth support structures. In the implant-support restorations, the elasticity modulus did not have influence on the σ_{VM} and $\sigma_{max,t}$, however, the stress was higher because of the zircon abutment.

Keywords: Biomimetics. Ceramics. Endosteum dental implant. Finite element analysis.



Lista de Figuras

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

Figura 1	Estruturas que compõem os modelos (MA e MB).....	50
Figura 2	Modelo de elementos finitos com representação heterogênea das fibras periodontais (A: vista geral do modelo; B: região apical com representação da fibras apicais e oblíquas; C e D: região da crista palatina e vestibular, respectivamente, com representação das fibras crestto-dentais e horizontais).....	52
Figura 3	Padrões de carregamentos (palatino - C1; e incisal - C2 e C3) adotados ilustrando a localização, direção e magnitude das cargas aplicadas.....	53
Figura 4	Diagrama representativo das áreas selecionadas para a análise detalhada da distribuição das tensões (A – 1/3 incisal dos modelos; B e C – cristas ósseas vestibular e palatina dos modelos, respectivamente; D – região apical dos modelos).....	54
Figura 5	Distribuição das máximas concentrações de tensões de von Mises (σ_{VM}) (MPa) para cada estrutura no MA em função dos carregamentos C1, C2 e C3, de acordo com as regiões selecionadas para análise (A, B, C, D).....	57
Figura 6	Distribuição das máximas concentrações de tensões de von Mises (σ_{VM}) (MPa) para cada estrutura no MB em função dos carregamentos C1, C2 e C3, de acordo com as regiões selecionadas para análise (A, B, C, D).....	58
Figura 7	Distribuição das tensões de von Mises (σ_{VM}) nos modelos com LP homogêneo (MA) e heterogêneo (MB) em função em função dos carregamentos C1, C2 e C3, representados pelas setas. Os círculos vermelhos determinam as áreas com máxima σ_{VM}	59
Figura 8	Mapa geral de tensões de von Mises do MB sob carregamento C1, ilustrando o deslocamento da raiz dentária em direção aos tecidos de suporte.....	63
Figura 9	Mapas individualizados das tensões de von Mises para o osso cortical nos modelos MA e MB, em função dos carregamentos C1, C2 e C3, ilustrando a distribuição e concentração das tensões em função da escala de cores (vermelho - ↑ valor de tensão; azul - ↓ valor de tensão).....	66

CAPÍTULO 2

Figura 1	Diagramas representativos das estruturas que compõem cada modelo (M) do estudo (A, B1, B2, B3, C1, C2).....	88
Figura 2	Diagrama representativo dos carregamentos distribuídos (C1 e C2) adotados no estudo. A visão aproximada indica o valor da carga aplicada em cada nó para cada modelo.....	91
Figura 3	Diagrama representativo das áreas selecionadas para a análise detalhada da distribuição interna das tensões na interface restauração-cimento-dente nos modelos restaurados com facetas laminadas (3A) e com coroas totais (3B). Legenda: 1 (região cervical vestibular da interface); 2 (região do 1/3 médio vestibular da interface); 3 (região incisal da interface); 4 (região do 1/3 médio palatino da interface); 5 (região cervical palatina da interface).....	92
Figura 4	Mapas individualizados de tensão de von Mises nas restaurações cerâmicas sob carregamento C1. As escalas de cores indicam os níveis de tensão (MPa) a partir do azul escuro (menor tensão) até vermelho (maior tensão).....	100
Figura 5	Distribuição da tensão principal ($\sigma_{\max.t}$) em MC2 sob carregamento C1 ilustrando maior concentração de tensão no coping cerâmico.....	103

CAPÍTULO 3

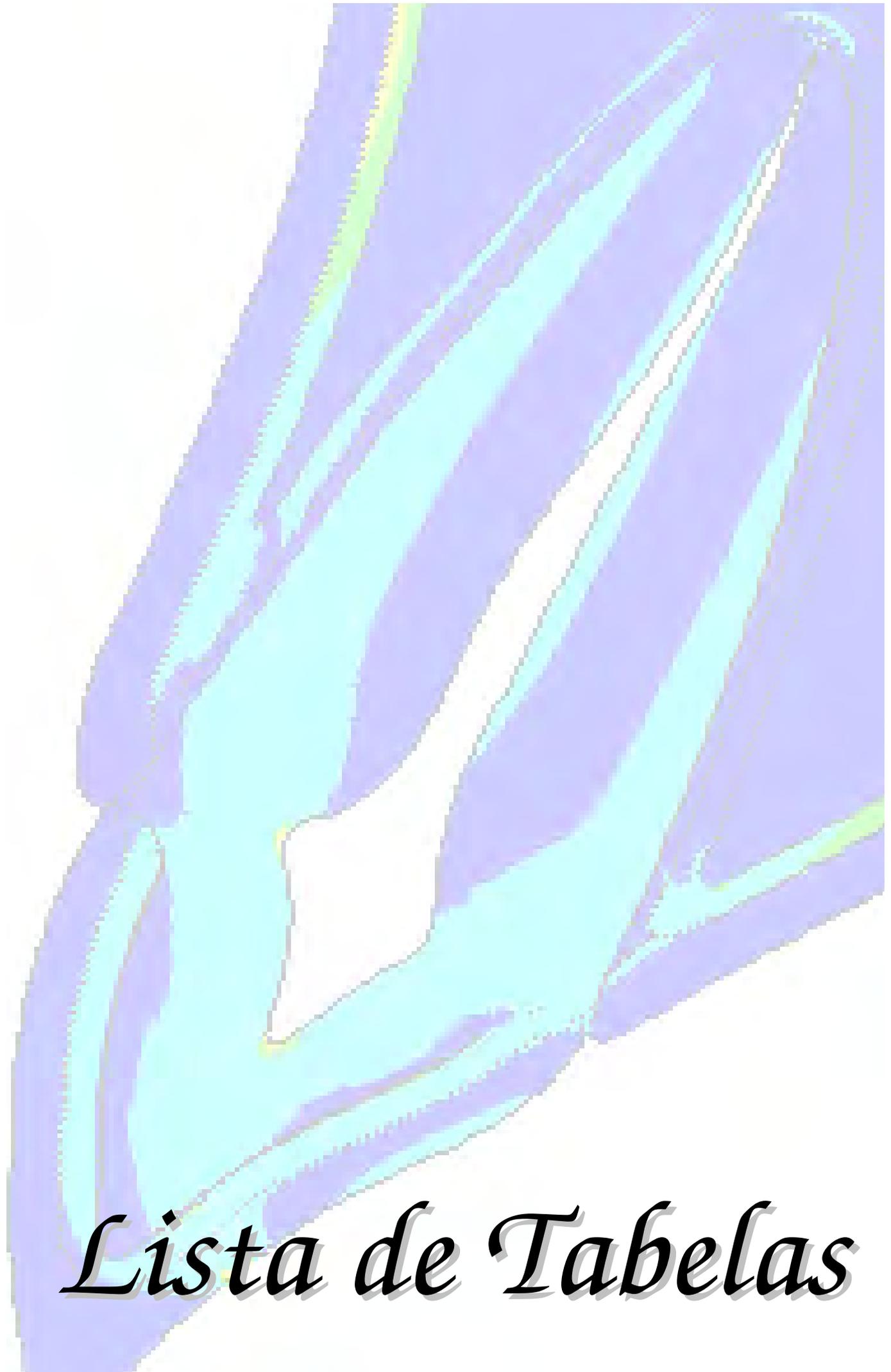
Figura 1	Diagrama representativo das estruturas que compõem os modelos (MA e MB) do estudo.....	125
Figura 2	Conjunto “implante - pilar zircônia – coroa total” incluído em resina acrílica e sendo seccionado ao meio (A). Visão após seccionado (B).....	127
Figura 3	Carregamentos distribuídos (C1 e C2) adotados no estudo.....	128
Figura 4	Diagrama representativo das áreas na interface coroa - pilar protético selecionadas para a análise da distribuição interna das tensões.....	129
Figura 5	Mapas gerais de σ_{VM} (MPa) nos modelos A e B sob as duas condições de carregamento adotadas no estudo (C1 e C2).....	131

ANEXO D

Figura 1	Diagramas representativos para cada modelo (M) do estudo.....	193
Figura 2	Implante utilizado nos modelos MD1 e MD2 do estudo (A: referência do implante da Nobel Biocare; B: sistema de conexão triangular interno - <i>Replace Select</i> ; C: vista lateral do implante).....	194
Figura 3	Pilar estético cerâmico personalizado de zircônia (vistas vestibular e palatina), responsável pela conexão entre o implante e a coroa total unitária.....	194
Figuras 4-5	O conjunto “implante - pilar zircônia – coroa total” foi incluído em resina acrílica em embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil) por 20 minutos sob calor e pressão constante de 150Kgf/cm ³	195
Figura 6	O conjunto incluído foi seccionado ao meio através de uma recortadora (Isomet - Buehler, Lake Bluff, IL, USA).....	195
Figura 7	A: Conjunto seccionado ao meio, permitindo a reprodução das dimensões, do formato e da relação entre os componentes do implante, bem como estabelecer a relação com a coroa fixa unitária segundo a descrição de cada fabricante; B: Conjunto digitalizado através de scanner (ScanJet 6100c – HP).....	196
Figura 8	Determinação das regiões no programa de elementos finitos ANSYS 10.0 para todos os modelos do estudo (MA, MB1, MB2, MB3, MC1, MC2, MD1, e MD2).....	197
Figura 9	Malha de elementos finitos para cada um dos modelos do estudo gerada no programa de elementos finitos ANSYS 10.0	198
Figura 10	Imagens do LP individualizado durante elaboração do MB do artigo 1 (Capítulo 1), após geração da malha de elementos finitos. A: Vista geral do LP; B: Região apical do dente natural (fibras apicais e oblíquas); C: Região cervical do dente natural (fibras da crista, horizontais e oblíquas).....	199
Figura 11	Diagrama representativo dos carregamentos oblíquos (C1 e C2) e paralelo (C3) ao longo eixo dental adotados no estudo.....	200
Figura 12	Diagrama representativo das áreas selecionadas para a análise detalhada da distribuição interna das tensões.....	200
Figura 13	Diagrama representativo das áreas selecionadas para a análise detalhada da distribuição interna das tensões na interface dente – restauração cerâmica.....	201

Figura 14	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C1.....	202
Figura 15	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C2.....	203
Figura 16	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C3.....	204
Figura 17	Mapas gerais para a concentração máxima principal ($\sigma_{max.t}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C1.....	205
Figura 18	Mapas gerais para a concentração máxima principal em tensão ($\sigma_{max.t}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C2....	206
Figura 19	Mapas gerais para a concentração máxima principal em tensão ($\sigma_{max.t}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C3....	207
Figura 20	Mapas gerais para a concentração máxima principal em compressão ($\sigma_{max.c}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C1...	208
Figura 21	Mapas gerais para a concentração máxima principal em compressão ($\sigma_{max.c}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C2...	209
Figura 22	Mapas gerais para a concentração máxima principal em compressão ($\sigma_{max.c}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C3...	210
Figura 23	Mapas gerais de deslocamento na região do ápice radicular (região D) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C1.....	211
Figura 24	Mapas gerais de deslocamento na região do ápice radicular (região D) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C2.....	212
Figura 25	Mapas gerais de deslocamento na região do ápice radicular (região D) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C3.....	213
Figura 26	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) no modelo MA sob as condições de carregamento C1 e C2.....	214
Figura 27	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) no modelo MB1 sob as condições de carregamento C1 e C2.....	215
Figura 28	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) no modelo MB2 sob as condições de carregamento C1 e C2.....	216
Figura 29	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) no modelo MB3 sob as condições de carregamento C1 e C2.....	217
Figura 30	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) no modelo MC1 sob as condições de carregamento C1 e C2.....	218
Figura 31	Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) no modelo MC2 sob as condições de carregamento C1 e C2.....	219

Figura 32	– Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MA conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C1.....	220
Figura 33	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MA conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob as condições de carregamento C2.....	220
Figura 34	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MB1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob as condições de carregamento C1 e C2.....	221
Figura 35	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MB2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob as condições de carregamento C1 e C2.....	221
Figura 36	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MB3 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob as condições de carregamento C1 e C2.....	222
Figura 37	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MC1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C1.....	223
Figura 38	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MC1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C2.....	223
Figura 39	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MC2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C1.....	224
Figura 40	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MC2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C2.....	224
Figura 41	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MD1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C1.....	225
Figura 42	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MD1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C2.....	225
Figura 43	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MD2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C1.....	226
Figura 44	Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MD2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 218), sob a condição de carregamento C2.....	226



Lista de Tabelas

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 1

Tabela 1	Parâmetros de elasticidade dos materiais que compõem os modelos.....	50
Tabela 2	Concentração máxima principal em tensão ($\sigma_{\max,t}$) e compressão ($\sigma_{\max,c}$) para todos os modelos.....	60
Tabela 3	Deslocamento (em mm) na região apical para todos os modelos..	60

CAPÍTULO 2

Tabela 1	Descrição dos modelos e suas variáveis.....	86
Tabela 2	Propriedades mecânicas dos materiais que compõem os modelos.....	87
Tabela 3	Valores máximos de tensão de von Mises (MPa), no mapa geral, observados em cada região (1, 2, 3, 4 e 5) da interface de cimentação....	94
Tabela 4	Valores de tensão de von Mises (MPa) para cada estrutura individualizada observados em cada região da interface de cimentação.	96
Tabela 5	Valores da máxima tensão principal (MPa) individualizada para cada restauração cerâmica e cimento, para as condições de carregamento C1 e C2.....	97

CAPÍTULO 3

Tabela 1	Descrição dos modelos e suas variáveis.....	124
Tabela 2	Parâmetros de elasticidade das estruturas que compõe os modelos.....	125
Tabela 3	Valores máximos de σ_{\max} (MPa) no mapa geral e os valores de σ_{VM} (MPa) no mapa geral e para cada região (1 a 5).....	132
Tabela 4	Valores máximos de σ_{\max} (MPa) no mapa geral e de σ_{VM} (MPa) no mapa geral e para cada região (1 a 5) observados nos mapas individualizados para cada estrutura da interface adesiva.....	134



*Lista de
Abreviaturas*

LISTA DE ABREVIATURAS

EF = Elementos finitos ou elemento finito

MEF = Método dos elementos finitos

C = Carregamento

LP = Ligamento periodontal

2D = Bidimensional, two-dimensional

M = Modelo, Model

Fig = Figura

σ_{VM} = Tensão de von Mises

σ_{max} = Máxima tensão principal

$\sigma_{max.t}$ = Máxima tensão principal (em tensão)

$\sigma_{max.c}$ = Máxima tensão principal (em compressão)

GPa = Gigapascal

MPa = Megapascal

N = Newtons

m = Metro

mm = Milímetro

μm = Micrômetro

Kgf/cm^3 = Quilogramas-força por centímetros cúbicos (unidade de pressão)

E = Módulo de elasticidade

ν = Coeficiente de Poisson

I = Momento de inércia

A = Área

r = Raio

d = Diâmetro

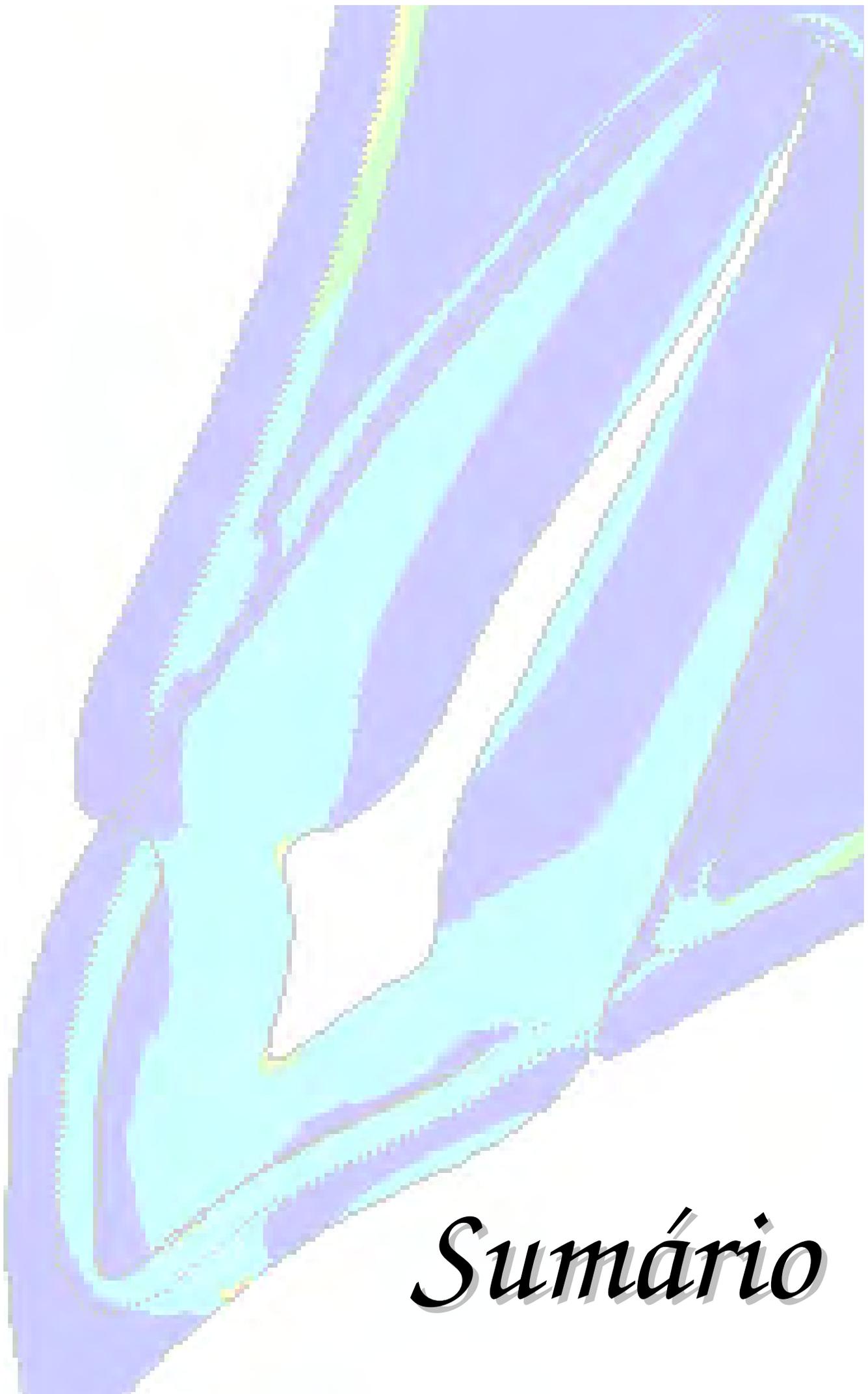
% = Porcento

JED = Junção esmalte-dentina

~ = Aproximadamente

PDL = Periodontal ligament

L = Loading

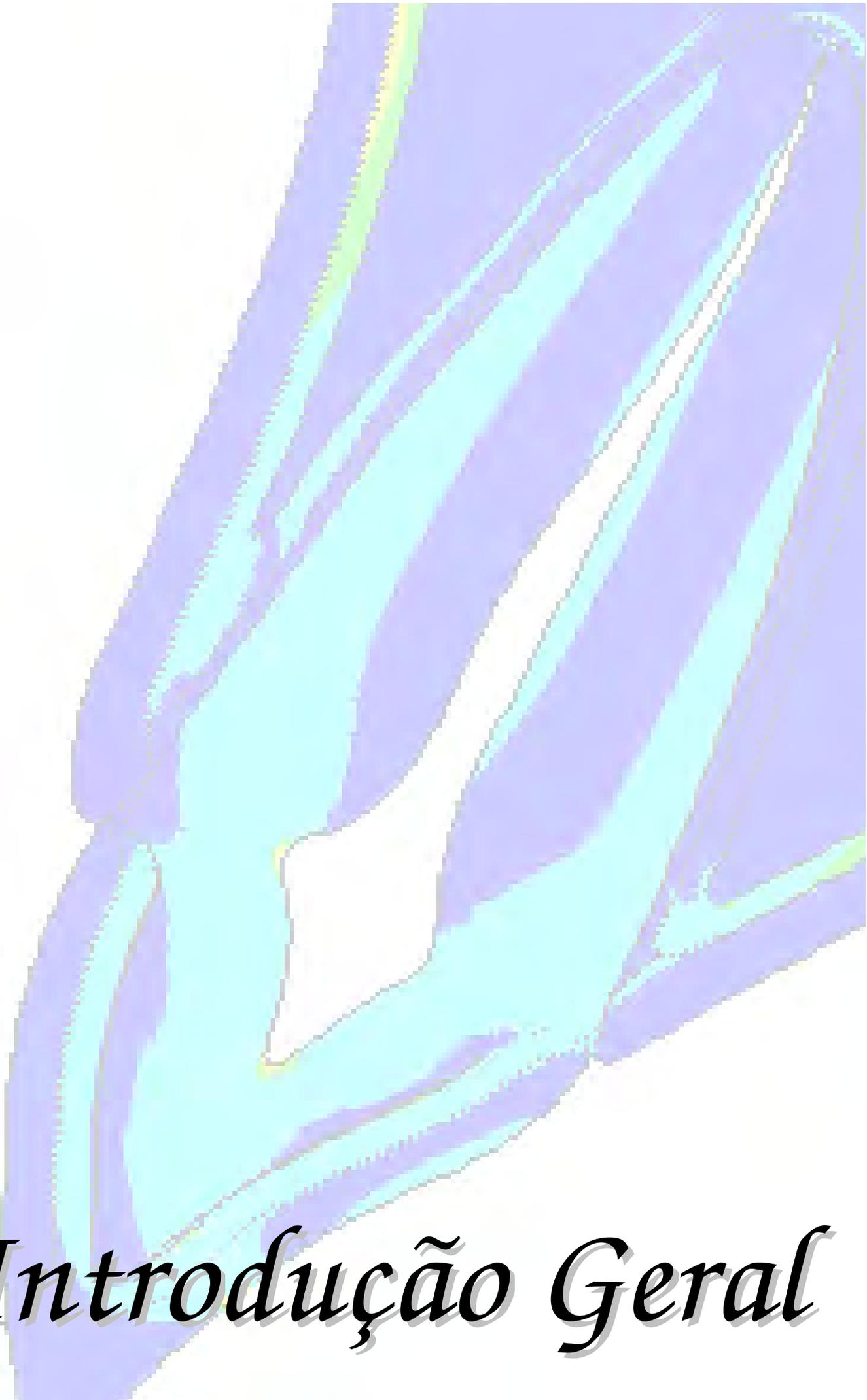


Sumário

SUMÁRIO

	Introdução Geral		36
1	Capítulo 1	Influência do carregamento na distribuição das tensões e nos deslocamentos quando da representação heterogênea do ligamento periodontal em um incisivo central maxilar.....	40
1.1	Resumo		41
1.2	Abstract		43
1.3	Introdução e Proposição		45
1.4	Material e Métodos		48
1.5	Resultados		55
1.6	Discussão		61
1.7	Conclusões		67
1.8	Referências		69
2	Capítulo 2	Análise de elementos finitos da distribuição de tensão em restaurações cerâmicas sobre dente natural. Sistemas IPS Empress X Procera.....	74
2.1	Resumo		75
2.2	Abstract		78
2.3	Introdução e Proposição		81
2.4	Material e Métodos		85
2.5	Resultados		93
2.6	Discussão		98
2.7	Conclusões		105
2.8	Referências		107

3	Capítulo 3	Influência do módulo de elasticidade do material restaurador nas tensões quando do uso de pilar zircônia em coroas unitárias sobre implante.....	114
3.1	Resumo		115
3.2	Abstract		117
3.3	Introdução e Proposição		119
3.4	Material e Métodos		123
3.5	Resultados		130
3.6	Discussão		136
3.7	Conclusões		141
3.8	Referências		143
4	Anexos		151
	4.1 Anexo A	Normas da revista <i>Journal of Biomedical Materials Research, Part A</i>	152
	4.2 Anexo B	Normas da revista <i>Journal of Prosthetic Dentistry</i>	161
	4.3 Anexo C	Normas da revista <i>Clinical Oral Implants Research</i>	175
	4.4 Anexo D	Lista de Figuras	192
	4.5 Anexo E	Referências da <i>Introdução Geral</i>	227



Introdução Geral

INTRODUÇÃO GERAL

A exigência dos pacientes por tratamentos protéticos cada vez mais estéticos e duradouros tem motivado o aperfeiçoamento tecnológico e biomecânico dos materiais restauradores. Uma consequência é a tendência do desenvolvimento e a utilização de restaurações livres de metal permitindo aliar a estética à biomecânica, em substituição às coroas metalocerâmicas (Odén et al. 1998, Kim et al 2007).

Dentre os materiais restauradores que melhor satisfazem essas características estão as cerâmicas (Albakry et al., 2003; Blatz et al., 2003; Fischer, 2001; Kim et al., 2007; Wagner e Chu, 1996), uma vez que podem reproduzir a estrutura dental intacta de acordo com o princípio biomimético. Material biomimético é o que melhor reproduz artificialmente as propriedades do sistema biológico (Magne & Belser, 2002).

No entanto, falhas mecânicas podem ocorrer nas restaurações cerâmicas devido à incapacidade das cerâmicas em absorver satisfatoriamente as forças de tensão por deformação plástica (Albakry et al. 2003). De acordo com Fischer et al. (2001) e Rizkalla & Jones (2004), a dureza dos materiais cerâmicos é diretamente proporcional ao módulo de elasticidade (E). Assim, espera-se que materiais com maior valor de E promovam maior concentração de tensão nas restaurações do que materiais com menores valores de E . No entanto, acredita-se que se as mesmas restaurações forem instaladas sobre pilares com alto E , maiores valores de tensão poderão ser observados nas restaurações com maior E .

Isto se relaciona com restaurações sobre implantes osseointegrados, os quais apresentam íntimo contato com o osso, com mínima movimentação (5 μm), fazendo com que toda a tensão produzida nas áreas de contato oclusal seja transmitida quase que diretamente às estruturas de suporte (implante e osso). Esse mecanismo não é esperado quando a restauração é sobre dente natural, pois o ligamento periodontal (LP) distribui melhor as tensões nas estruturas de suporte (Misch, 2006).

Para uma melhor compreensão do mecanismo de distribuição das tensões decorrente da função mastigatória, dentre os métodos de estudo disponíveis, a análise de elementos finitos (EF) tem se mostrado um importante e eficiente instrumento de pesquisa para se estimar os níveis de tensão e deformação em modelos que simulam restaurações protéticas sobre dente ou implante e estruturas circunvizinhas (Chun et al., 2006; Çiftçi e Canay, 2000; Jeon et al., 2001; Kunavisarut et al., 2002; Lin et al., 2001; Lotti et al., 2006; Mellal et al., 2004; Sevimay et al., 2005; Stegaroiu et al., 2006).

Porém, os estudos até então realizados não possibilitaram uma correlação de dados sobre a influência dos diferentes tipos de sistemas cerâmicos na distribuição das tensões em restaurações sobre dente e implante, uma vez que a comparação se dá com outros materiais restauradores, como resina acrílica, resina composta e liga áurea, ou entre restaurações metalocerâmicas e livres de metal (Benevides et al., 2002; Çiftçi e Canay, 2000; Juodzbaly et al., 2005; Stegaroiu et al., 1998; Wang et al., 2002).

As limitações na interpretação dos resultados de EF tornam-se mais evidentes nos estudos que simulam restaurações sobre dentes naturais, pois nestas situações observa-se a presença do LP, estrutura responsável pela

absorção e distribuição das tensões às estruturas de suporte (Berkovitz et al, 1995). É comum observar a ausência do LP ou a representação homogênea, característica que pode interferir negativamente na distribuição das tensões e nos deslocamentos, uma vez que as características de deformação podem não ser adequadamente reproduzidas sob esta condição (Darendeliler et al., 1992; de Vree et al., 1983; van Noort et al., 1988; Williamson et al., 1995; Yaman et al., 1998; Zarone et al., 2006).

Atmaram & Mohammed (1981) reproduziram o LP de forma heterogênea por meio de elementos *beam*. Os resultados mostraram-se adequados na reprodução da função do LP em distribuir os esforços pelas estruturas de suporte. Porém, os autores avaliaram apenas a influência de carregamentos paralelos ao longo eixo do dente, sendo que não se conhece o comportamento dos elementos *beam* diante de carregamentos oblíquos.

Em vista do exposto, este trabalho teve como objetivo avaliar a influência de dois sistemas cerâmicos (IPS Empress e Sistema Procera) indicados para a confecção de facetas laminadas (IPS Empress, IPS Empress Esthetic, Laminado Procera) e coroas totais (IPS Empress 2 e Procera AllCeram) na distribuição interna das tensões em restaurações cerâmicas fixas sobre dente natural e sobre implante, através do método dos elementos finitos bidimensional. As hipóteses a serem testadas são a de que o carregamento oblíquo gera maior valor de tensão e deslocamento que o carregamento paralelo ao longo eixo dental quando se utiliza elementos *beam* para a representação do LP em um incisivo central maxilar; e que restaurações com baixo E cimentadas sobre pilares com alto E podem estar mais sujeitas à ocorrência de falhas devido à maior tensão produzida na restauração.

*Capítulo 1**

**Influência do carregamento na distribuição das tensões e nos deslocamentos quando da representação heterogênea do ligamento periodontal em um incisivo central maxilar
(TÍTULO-CURTO: Ligamento periodontal e análise de elementos finitos)**

Loading influence on the stress distribution and displacements when the periodontal ligament is represented by beam elements in a maxillary central incisor.

(SHORT-TITLE: Periodontal ligament and the finite element analysis.)



Resumo

1.1 Resumo

Os dados sobre a influência do carregamento no comportamento do ligamento periodontal (LP) modelado com elementos de viga não são claros. Esse estudo avaliou a influência do carregamento em incisivo central maxilar com o LP representado por elementos *beam3* pelo método dos elementos finitos bidimensional. Dois modelos (MA e MB) foram construídos variando a estrutura do LP: MA (LP homogêneo) e MB (LP heterogêneo - *beam3*). A tensão de von Mises (σ_{VM}), a concentração máxima principal em tensão ($\sigma_{max.t}$) e compressão ($\sigma_{max.c}$) e os deslocamentos foram determinados para 3 condições de carregamento (C) após análise numérica (ANSYS 10.0): C1 – 50N na face palatina, em 45° com o longo eixo dental; C2 – 50N perpendicular à borda incisal; C3 – 50N paralelo ao longo eixo dental. C3 proporcionou menor variação de σ_{VM} no dente e estruturas de suporte quando comparada à C1 e C2. A σ_{VM} (MPa) no MA foi 93,1% menor do que no MB para C1 e 280% menor para C2. A influência do LP na σ_{VM} foi menor para C3. Carregamentos oblíquos geraram valores de tensões e deslocamentos não observados no carregamento paralelo mediante a representação heterogênea do LP e provavelmente incompatíveis com a condição “in vivo”.

PALAVRAS-CHAVE: ligamento periodontal; biomecânica; mobilidade dental; análise do estresse dental; análise de elementos finitos.



Abstract

1.2 Abstract

The data about the loading influence on the periodontal ligament (PDL) behavior modeled with beam elements are unclear. This study evaluated the loading influence on a maxillary central incisor with the PDL modeled with *beam3* elements by 2-D finite element analysis. Two models (MA and MB) of a maxillary central incisor were built varying the PDL fibers representation: MA (homogeneous PDL) and MB (heterogeneous PDL – *beam3*). The von Mises stress (σ_{VM}), the principal stress in tension ($\sigma_{max.t}$) and compression ($\sigma_{max.c}$) and displacements were determined for 3 distributed loadings (L) after the numerical analysis (ANSYS 10.0): L1 – 50N in the lingual face, in 45° with the tooth long axis; L2 – 50N perpendicular to the incisal edge; and L3 – 50N parallel to the tooth long axis. L3 provided the smaller σ_{VM} in the tooth and support structures when compared to L1 and L2. For L1, the σ_{VM} (MPa) in the MA was 93.1% lower than that for the MB, and 280% lower for the L2. The PDL representation influence on the σ_{VM} was small in L3. It was concluded that oblique loadings promoted different stress and displacement patterns in the heterogeneous PDL and probably incompatible with the “in vivo” condition.

KEYWORDS: periodontal ligament; biomechanics; tooth mobility; dental stress analysis; finite element analysis.



*Introdução e
Proposição*

1.3 Introdução e Proposição

O ligamento periodontal (LP) é um tecido conjuntivo frouxo, celular e ricamente vascularizado, que circunda a raiz dentária e torna possível a distribuição e a absorção de forças decorrentes da função mastigatória ao processo alveolar.^{1,2}

O conhecimento dos valores fisiológicos de tensão alveolar transmitidos pelo LP é importante para o entendimento da resposta óssea às tensões.^{1,3,4} Estudos têm sido realizados para entender a influência do LP na distribuição das tensões nas estruturas de suporte dental.^{1,5} Toms et al.⁵, ao observar o comportamento biomecânico do LP humano a partir de espécimes cadavéricas de pré-molares inferiores submetidos à intrusão e extrusão, afirmaram que, dentre outros fatores, as propriedades não-lineares do LP são dependentes direção do carregamento.

Em 2001, Qian et al.³ mostraram, por meio do método dos elementos finitos (MEF), que a ausência do LP produziu diferenças na magnitude e no padrão de distribuição das tensões. Os autores concluíram que, apesar da necessidade das informações sobre a orientação, distribuição e propriedades mecânicas das fibras, a incorporação das fibras principais do LP pode ser mais realístico que a sua ausência.

No entanto, simplificações na representação do LP são rotineiramente observadas em estudos com elementos finitos, como a ausência de representação do LP,⁶⁻¹¹ ou mesmo a representação do LP como uma estrutura homogênea, linearmente elástica e isotrópica,^{1,12-16} o que não condiz com a realidade uma vez que o LP é uma estrutura essencialmente heterogênea,

proporcionando a ocorrência de fenômenos não-lineares em substituição aos fenômenos lineares.^{3,17-22}

Alguns autores têm aplicado algumas propriedades ou características, como hiperelasticidade¹⁷, anisotropia^{19,21} ou bilinearidade,²² através do uso de 2 módulos de elasticidade diferentes. Estes estudos sugeriram que a incorporação das propriedades não-lineares para o LP proporcionou uma distribuição de tensão com diferentes padrões e magnitudes.

Os elementos de viga *beam* têm sido utilizados para a representação heterogênea do ligamento periodontal,⁴ contudo, os dados não são claros quando da incidência inclinada de forças, uma vez que os carregamentos foram paralelos ao longo eixo dental. Acredita-se que sob a incidência de carregamentos oblíquos, os valores de deslocamento sejam incompatíveis com o comportamento do ligamento periodontal *in vivo*.

Baseado no exposto, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio do MEF bidimensional, a distribuição das tensões e dos deslocamentos nas estruturas de suporte de um incisivo central maxilar sob diferentes condições de carregamento, testando a hipótese de que a influência do carregamento paralelo ao longo eixo dental na variação das tensões e dos deslocamentos é pequena em comparação ao carregamento oblíquo. Foi utilizado um incisivo central maxilar variando a direção do carregamento (oblíquo e paralelo) e a localização (palatino e incisal).



*Material e
Métodos*

1.4 Material e Métodos

Baseada em dimensões anatômicas,²³ uma secção vestibulo-palatina de um incisivo central maxilar foi selecionada para a elaboração de 2 modelos (M) no programa AutoCAD 2006 (Autodesk Inc, San Rafael, CA, USA) variando as características do ligamento periodontal: MA – considerando o LP como uma estrutura homogênea e MB – simulando o aspecto heterogêneo do LP.

A distância da borda incisal ao ápice radicular foi 22,5 mm, sendo 10 mm correspondente à altura da coroa, e a largura vestibulo-palatina da coroa foi 7 mm. Uma camada de 0,25 mm de espessura foi utilizada para representar o LP em ambas as condições.

Os modelos matemáticos consistiram de esmalte, dentina, câmara pulpar, LP, fibromucosa, osso cortical e trabecular (Fig. 1), com cada material caracterizado por seus parâmetros de elasticidade (Tabela 1). As dimensões de todas as estruturas foram mantidas constantes.²³ O osso maxilar foi modelado com um centro trabecular e circundado por uma camada de 0,5 mm de espessura de osso cortical e 1 mm para a fibromucosa.

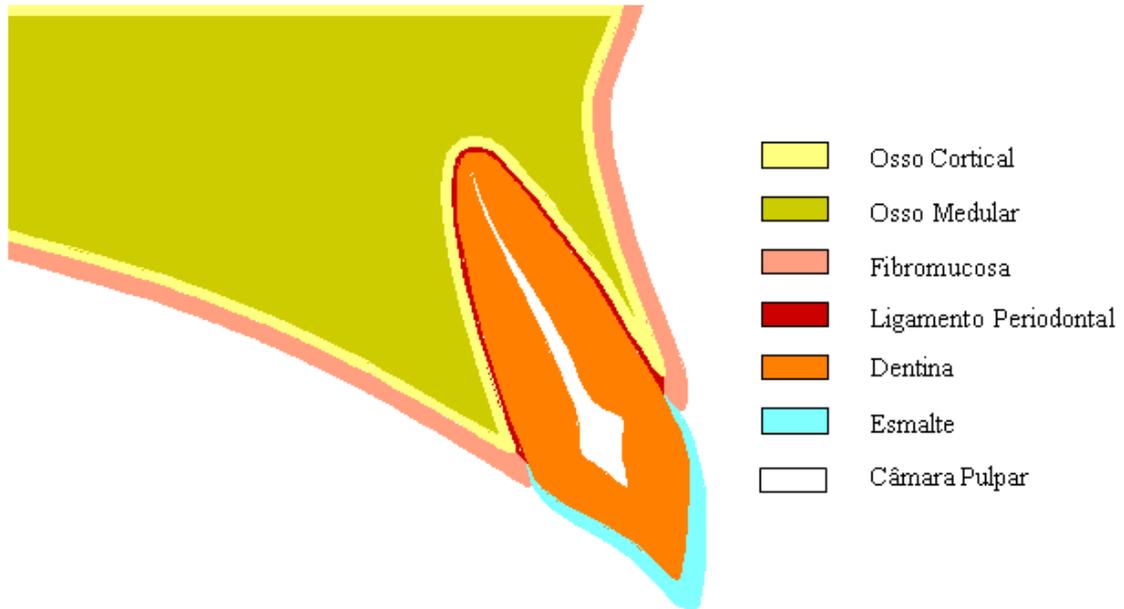


Figura 1 – Estruturas que compõem os modelos (MA e MB).

Tabela 1 – Parâmetros de elasticidade dos materiais que compõem os modelos.

Materiais	<i>Módulo de Elasticidade (GPa)</i>	<i>Coefficiente de Poisson</i>	<i>Referências</i>
Esmalte	41,00	0,30	24
Dentina	18,60	0,31	24
Fibromucosa	0,68	0,45	24
Oosso cortical	13,70	0,30	25
Oosso trabecular	1,37	0,30	25
LP homogêneo	0,175	0,45	4
LP heterogêneo	0,35	0,45	4

Cada modelo teve a malha de elementos finitos gerada usando elementos PLANE 2. Este elemento é definido por 6 nós, apresentando 2 graus de liberdade em corpos triangulares e deslocamento com comportamento quadrático (ANSYS 10.0, ANSYS Inc., Houston, PA, USA). Os modelos consistiram de 18477 elementos e 37783 nós para MA e 18331 elementos e

37384 nós para MB, com intervalos de 0,08 mm (em média) entre as fibras ao longo da superfície radicular.

Todas as estruturas no MA foram consideradas homogêneas, isotrópicas, linearmente elásticas e assumidas em estado plano de tensão. No MB, apenas o LP foi considerado uma estrutura heterogênea. Para isso, as fibras do LP foram representadas por elementos *beam3*, uniaxiais e definidos por 2 nós, apresentando 3 graus de liberdade. A orientação dos elementos *beam3* foi reproduzida a partir da orientação das fibras principais em uma secção vestibulo-palatina (fibras da crista, horizontais, oblíquas e apicais) conforme os dados apresentados por Atmaram e Mohammed.⁴

A utilização do elemento *beam3* implica no conhecimento da área de secção transversal e do momento de inércia, uma vez que este elemento suporta cargas de flexão, além das cargas de tração e compressão. Baseado em Grant et al.²⁶ e Archangelo et al.²⁷ o valor de 4µm foi estabelecido para o diâmetro das fibras periodontais e as seguintes fórmulas foram aplicadas:

Área de secção transversal: $A = \pi \cdot (r)^2$

Momento de Inércia: $I = \pi \cdot (d)^4 / 64$, sendo:

A= Área de secção transversal; I= Momento de inércia; π = Valor de 3,14m

$$d = 4 \mu\text{m} \text{ ou } 4 \times 10^{-6} \text{ m}; r = 2 \times 10^{-6} \text{ m}$$

Os valores utilizados foram:

Área de secção transversal: $A = 1,256 \times 10^{-5}$

Momento de Inércia: $I = 0,785 \times 10^{-12}$

Seguindo os dados estabelecidos por Archangelo et al.²⁷ o MA apresentou 384 elementos (Plane 2) na região do LP e esta região no MB foi elaborada com 192 fibras (elementos *beam3*) (Fig. 2).

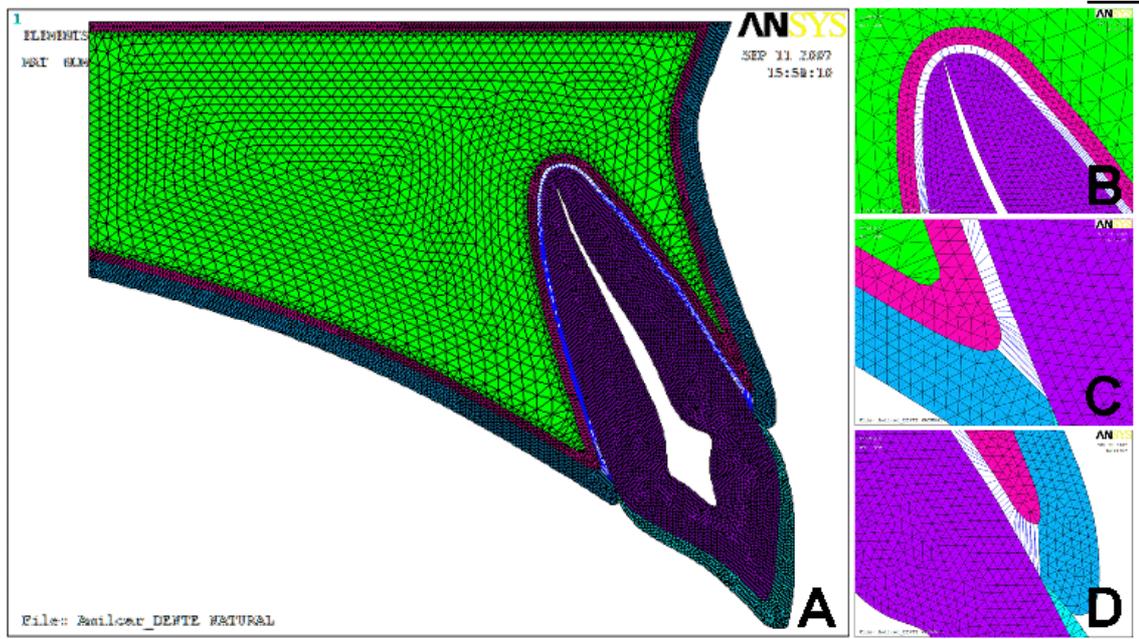


Figura 2 – Modelo de elementos finitos com representação heterogênea das fibras periodontais (A: vista geral do modelo; B: região apical com representação da fibras apicais e oblíquas; C e D: região da crista palatina e vestibular, respectivamente, com representação das fibras crestto-dentais e horizontais).

Como condição de contorno, deslocamento zero foi considerado para os nós na região superior do osso cortical. Os nós na região lateral posterior foram fixados apenas no eixo x, com liberdade de movimento vertical no eixo y (critério simétrico).

Considerando que o incisivo central maxilar (distância méso-distal de aproximadamente 9,5 mm) pode registrar 555 N de força máxima,²⁸ o valor de 50 N foi adotado no presente estudo. Três carregamentos (C) distribuídos de 50 N foram realizados: C1 – 45° com o longo eixo dental, no terço médio da

face palatina; C2 – carga vertical perpendicular à borda incisal; e C3 – paralelo ao longo eixo dental. Todas as três condições foram aplicadas nos mesmos nós para cada modelo. Para realizar o carregamento distribuído, 5 nós foram usados para receber a carga e os nós de cada extremidade receberam a metade da carga aplicada entre eles (Fig. 3).

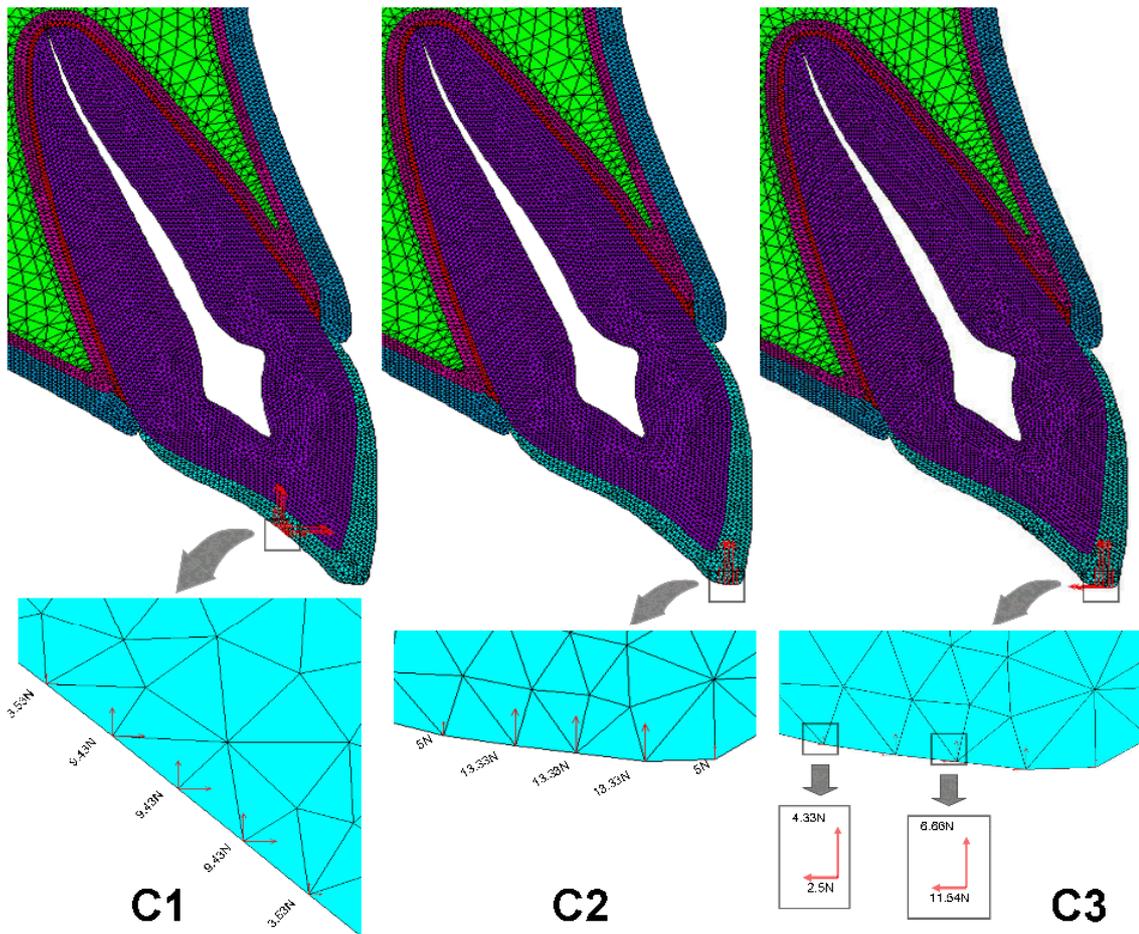


Figura 3 – Padrões de carregamentos (palatino - C1; e incisal - C2 e C3) adotados ilustrando a localização, direção e magnitude das cargas aplicadas.

Com o intuito de identificar áreas de maior concentração de tensão onde possíveis falhas por fadiga são mais comuns de ocorrerem, a escolha por um critério de representação de tensão foi baseada na avaliação do potencial de

previsão de falha da análise realizada. O critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) foi portanto escolhido. A tensão de von Mises representou a combinação geral dos valores absolutos de acordo com toda a tensão produzida e representou um excelente parâmetro para a análise descritiva dos dados obtidos.^{9,10} As σ_{VM} foram obtidas para as estruturas gerais e individualizados em cada modelo, com ênfase nas áreas descritas na Fig. 4. Além disso, o estresse principal em tensão ($\sigma_{max.t}$) e compressão ($\sigma_{max.c}$) foram obtidos.

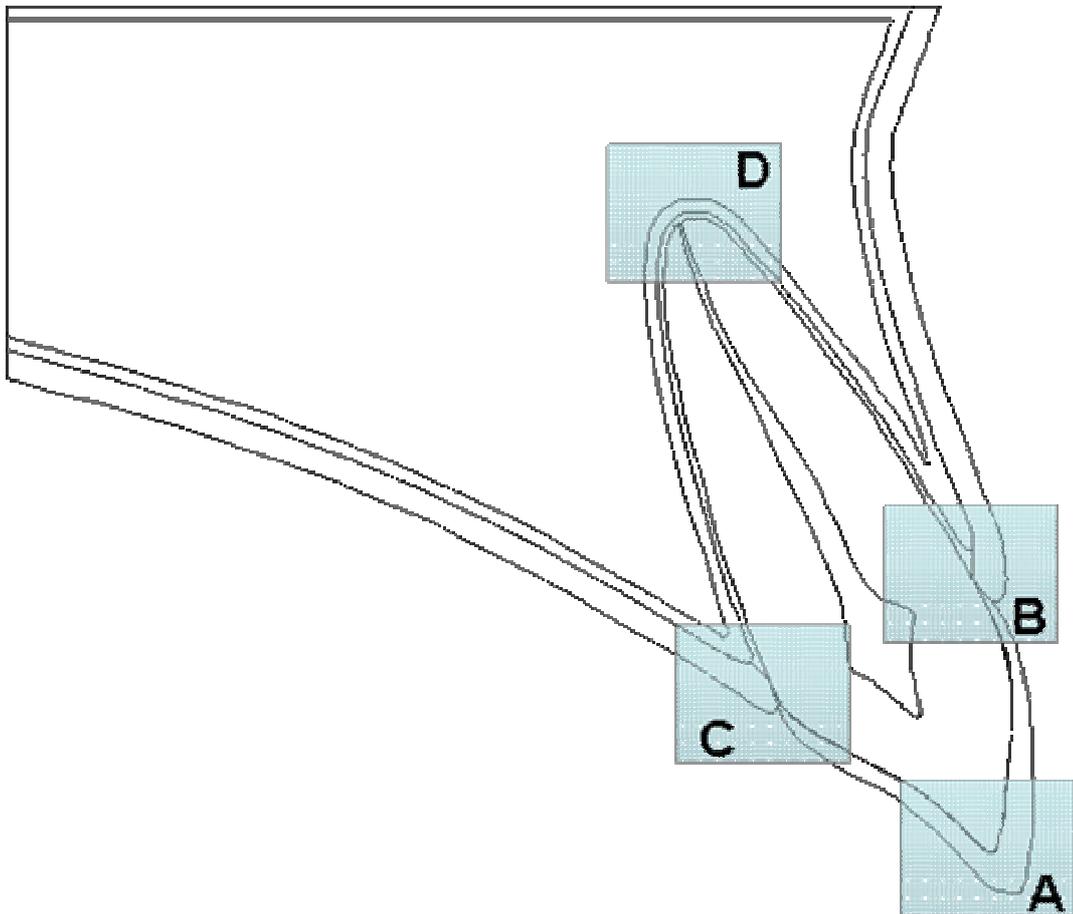


Figura 4 – Diagrama representativo das áreas selecionadas para a análise detalhada da distribuição das tensões (A – 1/3 incisal dos modelos; B e C – cristas ósseas vestibular e palatina dos modelos, respectivamente; D – região apical dos modelos).



Resultados

1.5 Resultados

Nas regiões adotadas para análise, as condições C1 e C3 proporcionaram maior concentração de tensão no terço incisal (região A) para a representação homogênea do LP (MA). Nas regiões B, C e D, o carregamento C3 apresentou uma menor σ_{VM} em relação às condições de carregamento C1 e C2. Exceto para região D do MA e região B do MB, o carregamento C1 sempre apresentou maiores valores de σ_{VM} em relação ao carregamento C2 (Figs. 5 e 6).

O carregamento C3 proporcionou uma menor variação de σ_{VM} quando comparada com as condições C1 e C2 de carregamento ao utilizar a representação heterogênea para o LP (Fig. 6).

Os valores de σ_{VM} foram maiores para os modelos com LP heterogêneo sob carregamentos oblíquos (C1 e C2) do que com LP homogêneo. Para o LP homogêneo, a σ_{VM} foi uniformemente distribuída através das estruturas independentemente da condição de carregamento (C1, C2 e C3). A σ_{VM} em MA foi 93,1% menor que para MB sob carregamento C1 e 280% menor sob carregamento C2. Mas com o carregamento paralelo ao longo eixo dental (C3), os máximos valores de σ_{VM} foram similares em ambos os modelos (MA e MB) (< 2%) (Figs. 5 e 6).

Para o LP homogêneo, os máximos valores de σ_{VM} foram localizados na região A (Fig. 7) para todos os carregamentos (C1, C2 e C3). Para o LP heterogêneo, os máximos valores de σ_{VM} foram localizados na região C (face palatina) para C1 e na região B (face vestibular) para C2 e C3.

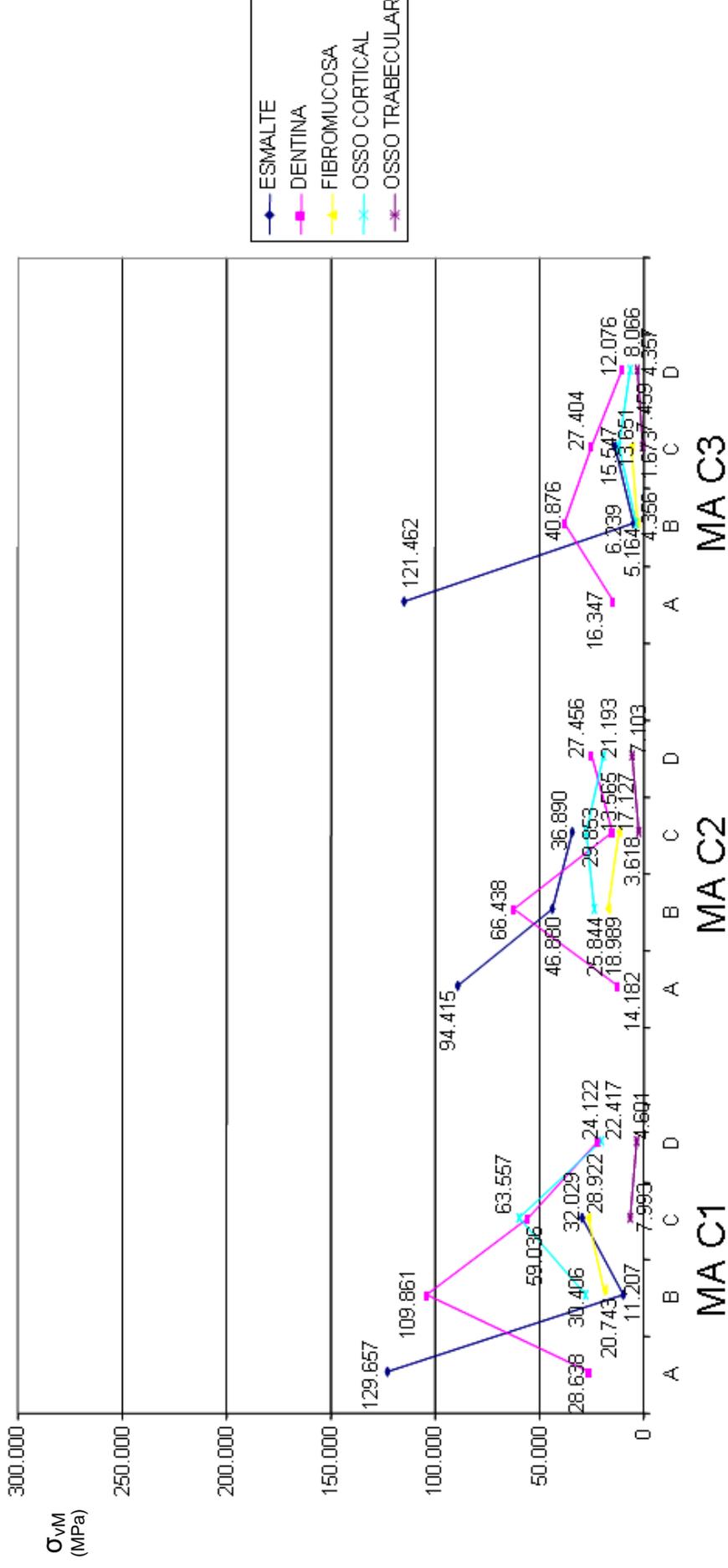


Figura 5 – Distribuição das máximas concentrações de tensões de von Mises (σ_{vM}) (MPa) para cada estrutura no MA em função dos carregamentos C1, C2 e C3, de acordo com as regiões selecionadas para análise (A, B, C, D).

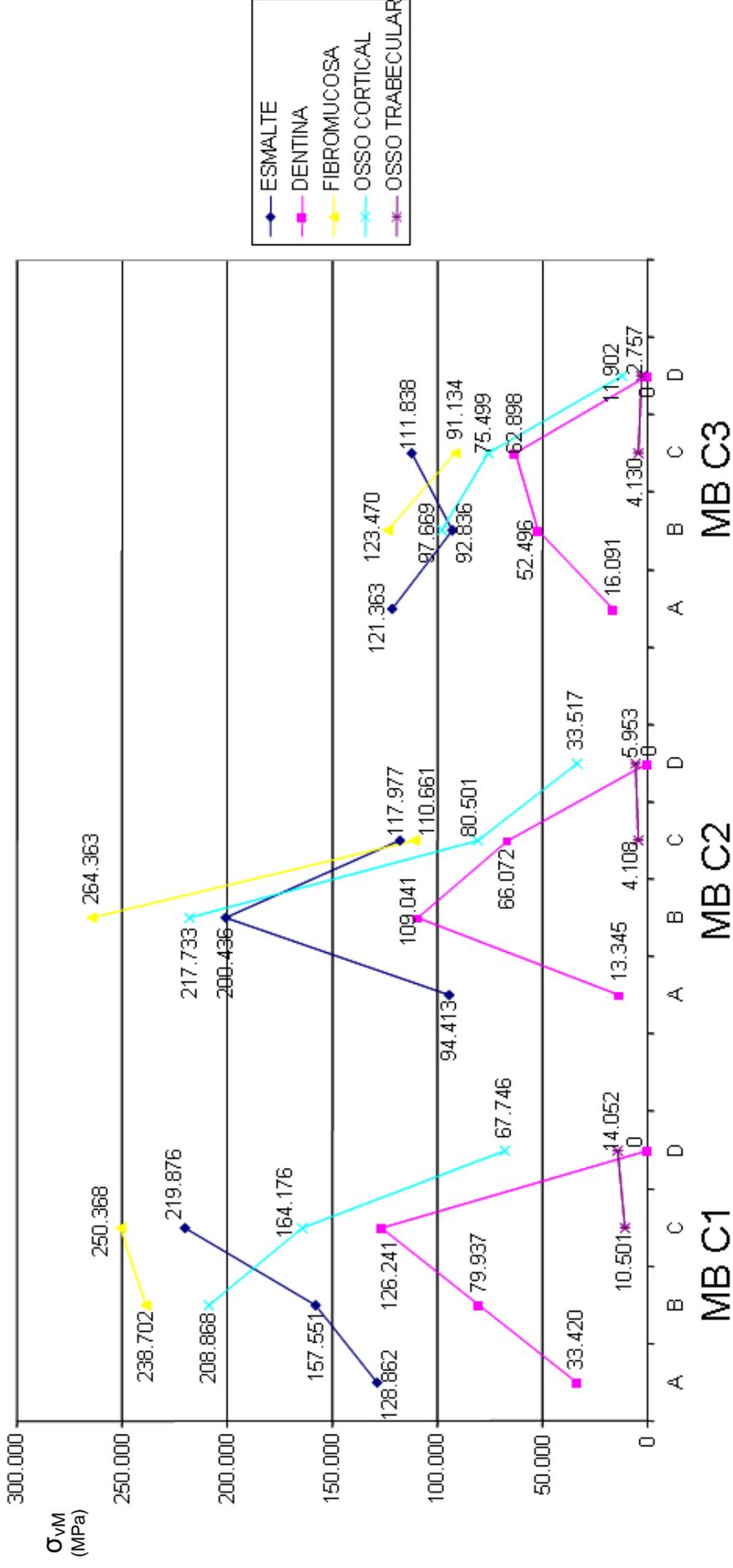


Figura 6 – Distribuição das máximas concentrações de tensões de von Mises (σ_{vM}) (MPa) para cada estrutura no MB em função dos carregamentos C1, C2 e C3, de acordo com as regiões selecionadas para análise (A, B, C, D).

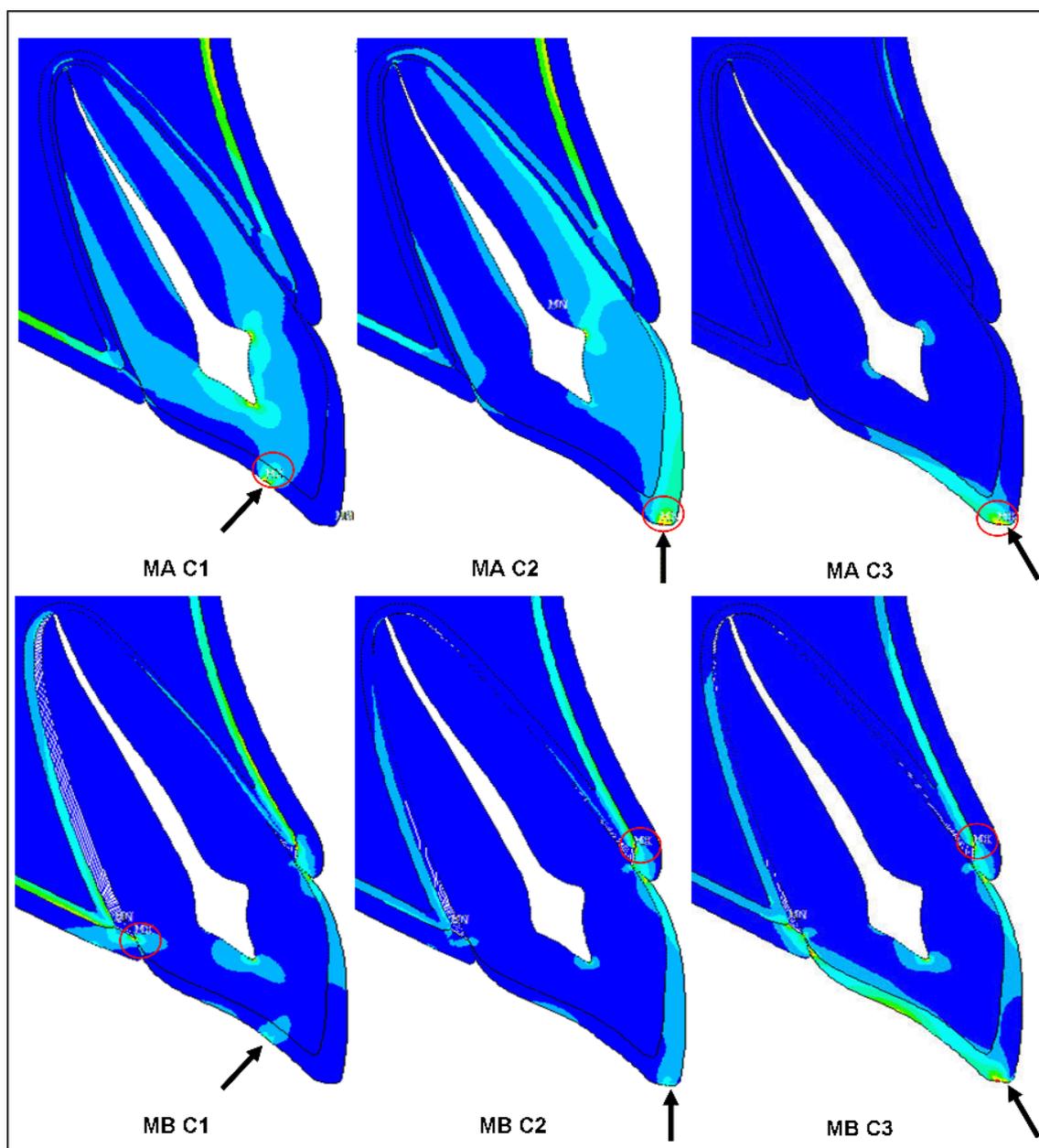


Figura 7 – Distribuição das tensões de von Mises (σ_{vM}) nos modelos com LP homogêneo (MA) e heterogêneo (MB) em função em função dos carregamentos C1, C2 e C3, representados pelas setas. Os círculos vermelhos determinam as áreas com máxima σ_{vM} .

A condição de carregamento oblíquo (C1 ou C2) proporcionou maiores valores de concentração máxima principal em tensão ($\sigma_{max,t}$) e em compressão ($\sigma_{max,c}$) do que o carregamento paralelo ao longo eixo dental (C3). Além disso,

a representação heterogênea para o LP proporcionou valores mais acentuados para $\sigma_{\max.t}$ e $\sigma_{\max.c}$ em todos os modelos, exceto para $\sigma_{\max.c}$ sob condição de carregamento C3 (Tabela 2).

Tabela 2 – Concentração máxima principal em tensão ($\sigma_{\max.t}$) e compressão ($\sigma_{\max.c}$) para todos os modelos.

	$\sigma_{\max.t}$			$\sigma_{\max.c}$		
	C1	C2	C3	C1	C2	C3
MA	105.407	38.087	24.607	-148.743	-108.979	-138.225
MB	278.740	189.230	104.881	-254.622	-284.931	-138.098

No ápice dentário (região D), os maiores valores de deslocamento (componente-x) foram observados quando cargas oblíquas foram aplicadas, especialmente sob condição C1 (Tabela 3).

Tabela 3 – Deslocamento (em mm) na região apical para todos os modelos.

Deslocamento	C1	C2	C3
MA	4.241	2.377	1.974
MB	22.112	1.491	0.019



Discussão

1.6 Discussão

Os materiais do estudo são naturalmente heterogêneos, anisotrópicos e não-simétricos. Assim, dentro do possível, é importante representar estas características nos estudos com o MEF, como o realizado com o LP no presente estudo, fazendo-se necessária a avaliação da influência do carregamento em incisivo central maxilar quando o LP está representado por elementos de viga *beam3*.

O presente estudo fez a aplicação de métodos elásticos não-lineares através da individualização do LP com elementos de viga (*beam3*), a exemplo de alguns estudos prévios.^{4,19} Devido ao padrão de deslocamento observado na presente análise de elementos finitos, os elementos *beam3* suportaram apenas forças de tensão ou compressão no sentido do longo eixo do dente, mas não forças oblíquas. Daí o fato do ápice dental invadir a região das estruturas ósseas de suporte na presença do LP heterogêneo sob carregamento oblíquo (Tabela 3 e Fig. 8). Portanto, o carregamento oblíquo parece não ser adequado quando a condição heterogênea para o LP é representada por elementos *beam3* em estudos envolvendo dentes anteriores. Assim, quando se trata da região anterior da maxila, em que as resultantes de forças decorrentes da mastigação são predominantemente oblíquas em relação ao longo eixo dental, a representação heterogênea para o LP pode não ser a mais adequada.

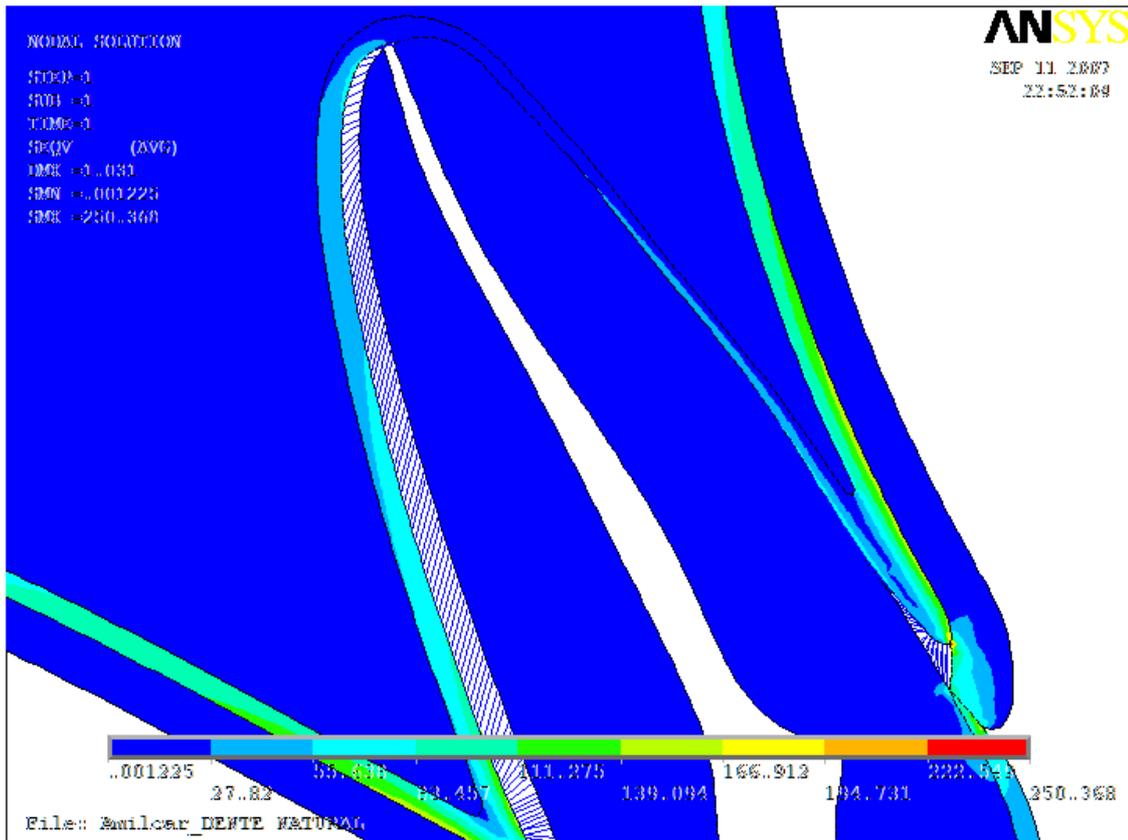


Figura 8 – Mapa geral de tensões de von Mises do MB sob carregamento C1, ilustrando o deslocamento da raiz dentária em direção aos tecidos de suporte.

Em estudo prévio com o MEF-2D no qual as fibras periodontais do incisivo central maxilar foram representadas com elementos *beam*, também foram observadas diferenças em decorrência da representação heterogênea para o LP sob diferentes direções da força aplicada.¹⁹ Além disso, o deslocamento dentário na superfície periodontal não ocorreu na mesma direção da força aplicada. Contudo, os autores reproduziram apenas 28 fibras a intervalos de 1 mm ao longo de toda a raiz. Estas fibras foram todas orientadas aproximadamente de forma perpendicular à superfície radicular, ao passo que o presente estudo construiu 192 fibras, sendo 21 crestodentais, 20 horizontais, 130 oblíquas e 21 apicais com intervalos de 0,08 mm (em média) ao longo de toda a raiz.¹⁹

Os resultados deste trabalho estão concordes aos de Toms et al.,²⁹ que utilizaram propriedades não-lineares baseadas em dados anatômicos de secções transversais do dente, LP e osso humano em relação a um modelo com estruturas de espessura e propriedades uniformes. Os autores afirmaram que a incorporação de propriedades mecânicas não-lineares para o LP resultou em aumento drástico na concentração de tensão nas regiões do ápice e margem cervical. Outros autores também demonstraram haver diferenças nos resultados obtidos em relação à movimentação dentária considerando diferentes representações mecânicas para o LP (isotrópica e anisotrópica) em incisivo central maxilar.^{19,21}

Assim como no trabalho de Atmaram & Mohammed,⁴ que avaliaram a distribuição de tensão em um molar inferior sob carregamento paralelo ao longo eixo dental, tensões laterais maiores na parede alveolar foram observadas com a representação heterogênea do LP no presente estudo, com maior tensão e distribuição pelo osso cortical. Estes dados sugerem que o LP modelado na condição homogênea, principalmente sob carregamento paralelo, subestima a distribuição das tensões laterais no osso (Fig. 9).

Sob carregamento paralelo, Atmaram & Mohammed⁴ observaram maior diferença nos valores de tensão no lado lingual da cortical óssea (671%) do que o presente estudo (455%). Já no lado vestibular, observou-se maior diferença nos valores de tensão do presente estudo (1778%) que o observado em Atmaram & Mohammed⁴ (133%). Os valores diferentes podem ser justificados pelo tipo de modelo dos estudos, dente, número de nós e elementos da malha, bem como elementos *beam3* utilizados.

Já em relação às tensões no esmalte e na dentina, diferenças foram observadas entre os resultados deste trabalho e o de Atmaram & Mohammed.⁴ A tensão nas regiões cervicais do esmalte e da dentina não variou com a forma de representação do LP, uma vez que o presente estudo mostrou que a representação heterogênea para o LP proporcionou maior tensão nas regiões cervicais (B e C), principalmente para o esmalte.

As limitações dos modelos matemáticos usados neste estudo devem ser consideradas. Assim, embora a modelagem heterogênea do LP com orientação das fibras representadas por elementos *beam* não seja a representação mais realista para o LP por se tratar de uma interpretação matemática, ela tem sido considerada como a aproximação mais precisa para a avaliação da tensão alveolar.⁴ No entanto, o comportamento dos elementos *beam3* sob carregamento oblíquo parece não representar o comportamento mecânico esperado para o ligamento periodontal na região anterior.

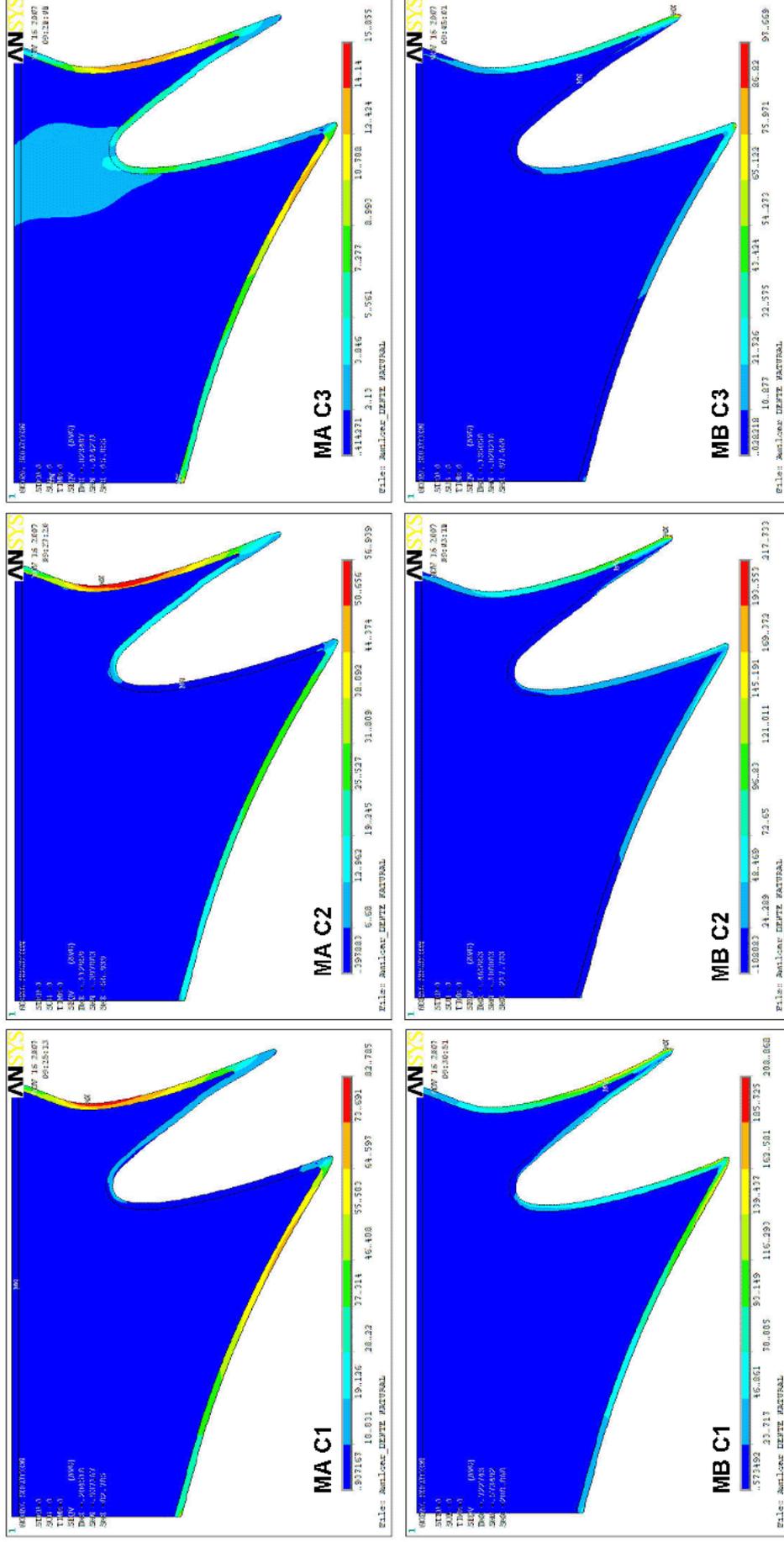


Figura 9 – Mapas individualizados das tensões de von Mises para o suporte ósseo nos modelos MA e MB, em função dos carregamentos C1, C2 e C3, ilustrando a distribuição e concentração das tensões em função da escala de cores (vermelho - ↑ valor de tensão; azul - ↓ valor de tensão).



Conclusões

1.7 Conclusões

1. O carregamento oblíquo gera um padrão de tensões e deslocamentos no dente e estruturas de suporte não observados no carregamento paralelo mediante a representação heterogênea do LP e provavelmente incompatíveis com a condição “in vivo”.
2. O uso de elementos *beam3* na representação heterogênea do LP apresentou valores de tensão e deslocamento elevados diante de carregamentos oblíquos.

SUPORTE FINANCEIRO:

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)

Processo 2006/02336-2



Referências

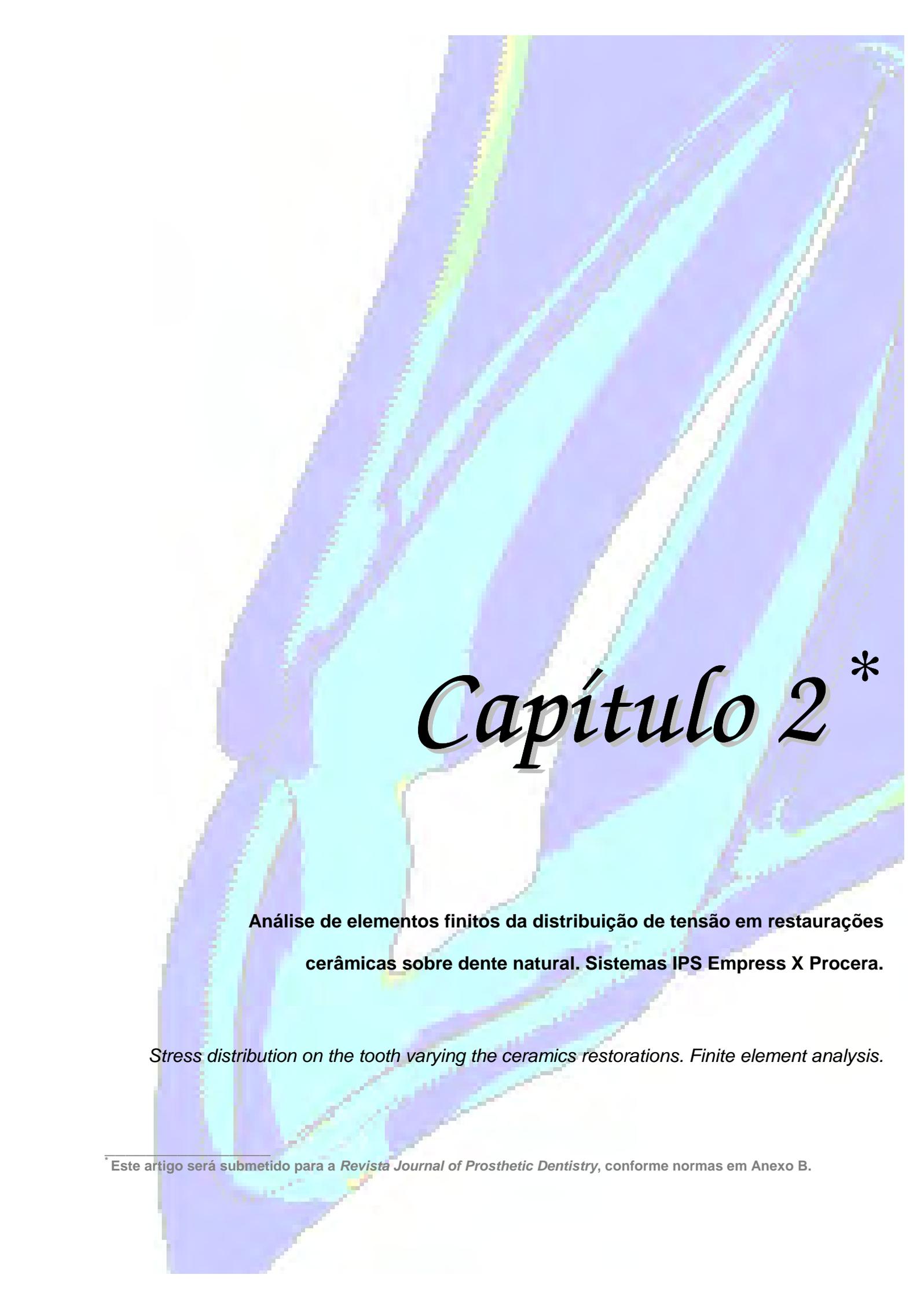
1.8 Referências

1. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 1997;18:995-999.
2. Berkovitz BKB, Moxham BJ, Newman HN. The periodontal ligament in health and disease. London: Mosby-Wolfe; 1995. 446p.
3. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:272-279.
4. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 1981;60:873-877.
5. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:174-179.
6. Darendeliler S, Darendeliler H, Kinoglu T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 1992;19:371-383.
7. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC. A study of the interfacial shear and tensile stresses in a restored molar tooth. *J Dent* 1988;16:286-293.
8. de Vree JHP, Spierings TAM, Plasschaert AJM. A simulation model for transient thermal analysis of restored teeth. *J Dent Res* 1983;62:756-759.
9. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite element analysis. *Dent Mater* 2006;22:1035-1044.

10. Williamson LJR, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endodon* 1995;21:362-367.
11. Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endodon* 1998;24:107-111.
12. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil* 2006;33:209-215.
13. Ona M, Wakabayashi N. Influence of alveolar support on stress in periodontal structures. *J Dent Res* 2006;85:1087-1091.
14. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991;99:427-440.
15. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:498-504.
16. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. *Eur J Oral Sci* 2004;112:347-352.
17. Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater* 2004;20:623-629.
18. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005;84:428-433.

19. Halazonetis DJ. Computer experiments using a two-dimensional model of tooth support. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:598-606.
20. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:155-162.
21. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2000;22:359-370.
22. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. A study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *J Orofac Orthop* 2002;63:358-370.
23. Sicher H, Dubrul EL. *Oral Anatomy*. 8 ed. St Louis: Ishiyaku Euroamerica; 1988. 356p.
24. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68:421-427.
25. Farah JW, Craig RG, Merqueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil* 1988;15:615-624.
26. Grant DA, Stern IB, Listgarten MA. *Periodontics*. 6 ed. St. Louis: Ed. Mosby, 1988. 1154p.
27. Archangelo CM, Rocha EP, Martín Júnior EP, Pereira JA. Stress distribution in RPD supported by implant: periodontal ligament influence. *J Dent Res* 2006;85:Spec.

28. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998;25:681-686.
29. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:657-665.



Capítulo 2^{*}

Análise de elementos finitos da distribuição de tensão em restaurações cerâmicas sobre dente natural. Sistemas IPS Empress X Procera.

Stress distribution on the tooth varying the ceramics restorations. Finite element analysis.

^{*} Este artigo será submetido para a Revista *Journal of Prosthetic Dentistry*, conforme normas em Anexo B.



Resumo

2.1 Resumo

Problema. As restaurações cerâmicas têm sido aplicadas sob o conceito do biomimetismo. Porém, os dados sobre a distribuição das tensões na interface dente-restauração em função dos diferentes sistemas disponíveis são inconclusivos.

Proposição. Avaliar a distribuição de tensão na interface de restaurações de faceta laminada ou coroa total usando dois sistemas cerâmicos (IPS Empress e Procera) sob diferentes locais de aplicação da força.

Material e métodos. 6 modelos de elementos finitos bidimensional foram confeccionados variando o tipo de restauração sobre dente natural: faceta laminada (IPS Empress, IPS Empress Esthetic e Procera) ou coroa total (IPS Empress 2 e Procera AllCeram); e a forma de carregamento (C) (50 N): na face palatina, em 45° com o longo eixo dental (C1) e perpendicular à borda incisal (C2). Um modelo apresentando o dente natural hígido atuou como controle. O critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) e a concentração de tensão máxima (σ_{max}) foram adotados como referência para análise numérica (Ansys 10.0).

Resultados. A coroa total sob C1 gerou maior tensão na interface do que as facetas, aumentando em 80% os valores de σ_{VM} para o sistema IPS Empress 2 e 220% para Procera AllCeram. Sob C2, foram as facetas que produziram maiores valores de σ_{VM} , sendo 24% maiores para o IPS Empress e 62% para o Procera. Independente do tipo de restauração e carregamento, o sistema Procera gerou maior σ_{max} do que o IPS Empress.

Conclusões. A presença da restauração cerâmica aumentou a σ_{VM} na interface adesiva, especialmente com o sistema Procera. As coroas totais produziram maior tensão na interface adesiva sob C1, enquanto sob C2 foram as facetas.

Implicação clínica. A presença da restauração cerâmica (faceta laminada ou coroa total) aumenta o estresse no dente suporte, independente do sistema cerâmico empregado. Os sistemas IPS Empress e Procera apresentam comportamentos distintos em função das diferentes propriedades mecânicas e condições de carregamento.



Abstract

2.2 Abstract

Statement of problem. The ceramic restorations have been successfully used supported by biomimetic concept. However, the data about the stress distribution at the tooth-restoration interface varying the ceramics systems are not conclusive.

Purpose. To evaluate the stress distribution on the tooth-restoration interface of the laminate veneer or full crown using two ceramics systems (IPS Empress and Procera) under different loadings.

Material and methods. 6 two-dimensional finite element models of a maxillary central incisor were built varying the ceramics systems: laminate veneer (IPS Empress, IPS Empress Esthetic and Procera) and total crown (IPS Empress 2 and Procera AllCeram); and the loading condition (L): L1 – 50N in the lingual face, in 45° with the tooth long axis, and L2 – 50N perpendicular to the incisal edge. The von Mises equivalent stress criteria (σ_{VM}) and the principal stress (σ_{max}) were used for numerical analysis (Ansys 10.0).

Results. The full crown under C1 showed higher stress at the tooth-restoration interface than that for laminate veneer, increasing the σ_{VM} in 80% for IPS Empress 2 system, and 220% for Procera AllCeram. For L2, the laminate veneers provided higher σ_{VM} , being 24% higher for the IPS Empress and 62% higher for the Procera. Independently of the restoration and loading condition, the Procera system provided higher σ_{max} .

Conclusions. The ceramic restoration increased the σ_{VM} in the adhesive interface, mainly with the Procera system. The total crowns showed higher

stress in the adhesive interface under L1. The laminate veneers showed higher stress in L2.

Clinical implication. The ceramics restorations (lamine veneer and full crown) increased the stress on the dental substrate independently of the ceramics system. The IPS Empress and Procera systems might have different behavior due to their mechanical properties and loading condition.



*Introdução e
Proposição*

2.3 Introdução e Proposição

A inter-relação física e estrutural entre um tecido dentário extremamente duro, como o esmalte, e outro mais mole e flexível, como a dentina, confere ao dente a capacidade de suportar as cargas mastigatórias. O reconhecimento dessa inter-relação tem levado a uma preocupação crescente sobre a resposta biomecânica do tecido duro intacto aos procedimentos restauradores.¹

Atualmente, a tecnologia adesiva tem provado sua eficiência ao restabelecer simultaneamente a rigidez da restauração e permitir preservar a estrutura dentária remanescente.² Porém, o comportamento físico dos materiais restauradores ainda apresenta algumas limitações em relação ao esmalte natural no que diz respeito à recuperação parcial da rigidez coronária.¹ Neste aspecto, as cerâmicas têm se mostrado materiais mais adequados.^{3,4}

Ainda assim, observa-se que as cerâmicas têm sido continuamente modificadas a fim de incrementar a sua resistência, dispensando, portanto, a necessidade de infra-estrutura metálica. No entanto, falhas mecânicas continuam a ocorrer nas cerâmicas devido à sua incapacidade em absorver satisfatoriamente as forças de tensão por deformação plástica, acarretando o surgimento de pequenas fraturas e defeitos, especialmente na região da interface dente-restauração.⁵⁻¹⁶ Isso porque as cerâmicas são materiais frágeis e quebradiços que fracassam quando sua habilidade para suportar uma carga aplicada é comprometida pela presença de defeitos.^{6,17} Assim, cargas funcionais aplicadas sobre restaurações cerâmicas são transmitidas diretamente ao cimento e estruturas de suporte.^{5,7,18-23}

Embora existam estudos sobre as propriedades mecânicas das cerâmicas, especialmente sobre a resistência à flexão, à fratura, à fadiga, bem como sobre a precisão do ajuste marginal,^{5,21,24-29} alguns trabalhos na literatura abordam a distribuição interna das tensões na interface dente-restauração, por ser esta uma área importante para o sucesso do tratamento.^{8,9,16,23,30-32}

A camada adesiva estabelecida pelo agente cimentante permite absorver parcialmente e limitar a tensão transmitida às estruturas dentárias de suporte, preservando a integridade da interface dente-restauração.⁹ Para isso, é necessária uma completa união entre o dente e a restauração cerâmica.²³ Nestas condições, o trabalho de Troédson & Dérand²³ não indica qualquer risco para falha das restaurações cerâmicas quando elas estão bem unidas ao remanescente dental, considerando que as demais variáveis clínicas estão sob controle.

No entanto, a literatura não apresenta a influência que diferentes sistemas restauradores podem apresentar no comportamento mecânico de um dente restaurado com diferentes tipos de restaurações, uma vez que as comparações são realizadas com outros tipos de restaurações,³¹ ou entre um tipo de cerâmica padrão com outros materiais restauradores, como resina acrílica e/ou composta e liga áurea,^{34,38,40} ou entre restaurações metalocerâmicas e livres de metal,⁴¹ ou, ainda, na análise da intensidade e direção da carga aplicada associado à qualidade do suporte ósseo.¹³

Baseado no exposto, o objetivo do presente estudo foi avaliar, por meio do método de elementos finitos bidimensional, a distribuição interna das tensões na interface adesiva da restauração cerâmica unitária em um incisivo central maxilar, variando a modalidade restauradora (faceta laminada ou coroa

total) e o sistema cerâmico utilizado em função do tipo de restauração (IPS Empress, IPS Empress 2, IPS Empress Esthetic, Laminado Procera e Procera AllCeram), sob carregamentos palatino e incisal.



*Material e
Métodos*

2.4 Material e Métodos

Baseando-se em dados anatômicos,⁴⁴ uma secção vestibulopalatina na região do incisivo central maxilar esquerdo foi usada para a análise de elementos finitos bidimensional (2D). 6 modelos foram elaborados usando o programa **AutoCAD 2006** (Autodesk Inc.; San Rafael, CA, USA), variando o tipo de restauração (faceta laminada ou coroa total) e o sistema cerâmico (IPS Empress e Procera) (Tabela 1). A altura (10 mm), as distâncias mesiodistal (9 mm) e vestibulopalatina (7 mm) da porção coronária e o comprimento radicular (12,5 mm) foram mantidos constantes em todos os modelos.

Tabela 1 – Descrição dos modelos e suas variáveis.

Modelos	Elemento 21	Restauração	Material Restaurador
Modelo A (controle)	Dente natural hígido	Ausente	Ausente
Modelo B1	Dente preparado para faceta laminada	Faceta Laminada	IPS Empress (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)
Modelo B2			IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)
Modelo B3			Laminado Procera (Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden)
Modelo C1	Dente preparado para coroa total	Coroa Total	IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)
Modelo C2			Procera AllCeram (Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden)

Os modelos matemáticos consistiram de restauração cerâmica cimentada sobre dente contendo o esmalte, a dentina e a câmara pulpar, além de estruturas como ligamento periodontal, fibromucosa, osso cortical e trabecular (Fig. 1), com cada material caracterizado por seus parâmetros de

elasticidade (Tabela 2). As dimensões de todas as estruturas, as características do periodonto de suporte e proteção e as distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento/esmalte, inserção conjuntiva) foram mantidas constantes em todos os modelos. Assim, o osso maxilar foi modelado como um centro esponjoso circundado por uma camada de 0,5 mm de espessura de osso cortical e 1 mm para a fibromucosa. As dimensões para o ligamento periodontal, inserção conjuntiva e epitélio juncional foram de 0,25 mm, 1 mm e 1 mm, respectivamente.⁴⁴

Tabela 2 – Propriedades mecânicas dos materiais que compõem os modelos.

Estruturas	Módulo de Elasticidade <i>E</i> (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Autores
Esmalte	41,00	0,30	Ko et al. ⁴²
Dentina	18,60	0,31	Ko et al. ⁴²
Ligamento Periodontal	0,175	0,45	Atmaram & Mohamed ⁴³
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. ⁴²
Osso Cortical	13,70	0,30	Farah et al. ⁴⁵
Osso Trabecular	1,37	0,30	Farah et al. ⁴⁵
Cimento (Variolink II)	8,30	0,30	Fabricante
Porcelana (IPS Empress)	65,00	0,23	Albakry et al. ¹
Porcelana (IPS Empress II) (coping)	102,00	0,30	Imanishi et al. ¹⁹
Porcelana (IPS Empress II) (cerâmica de cobertura)	67,20	0,30	Imanishi et al. ¹⁹
Porcelana (IPS Empress Esthetic) (coping)	100,00	0,25	Fabricante
Porcelana (IPS Empress Esthetic) (cerâmica de cobertura)	65,00	0,23	Fabricante
Porcelana (Procera AllCeram) (coping)	269,00*	0,25***	**Imanishi et al. ¹⁹ ***Wagner & Chu ⁷
Porcelana (Procera AllCeram) (cerâmica de cobertura)	68,90*	0,25***	**Imanishi et al. ¹⁹ ***Wagner & Chu ⁷

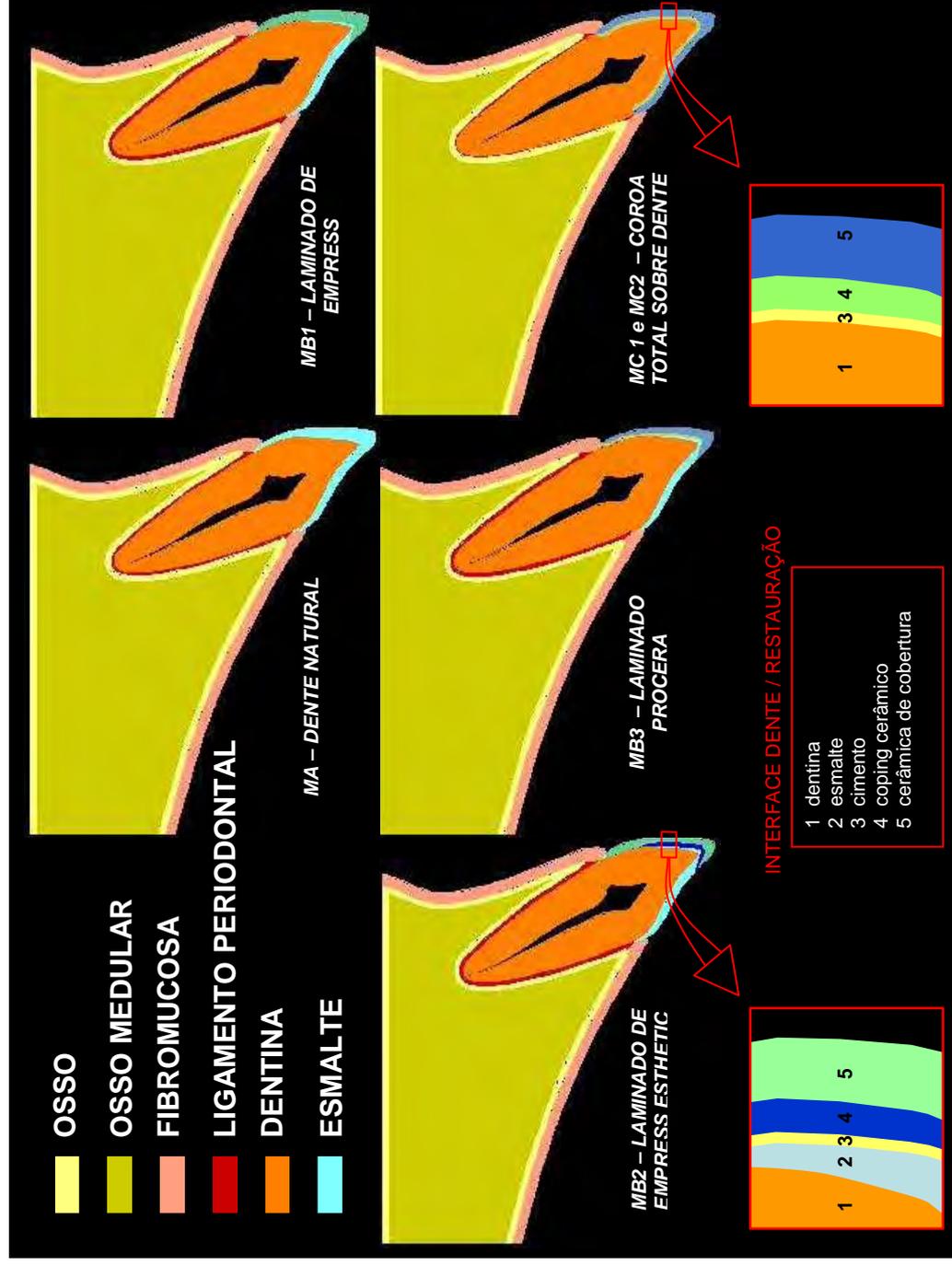


Figura 1 – Diagramas representativos das estruturas que compõem cada modelo (A, B1, B2, B3, C1, C2).

As dimensões das facetas laminadas, determinando o desgaste dental a ser realizado, foram mantidas constantes nos modelos MB1, MB2 e MB3, e baseadas de acordo com o descrito por cada fabricante: 0,7 mm de espessura nas faces vestibular e palatina (com 2 mm de extensão na face palatina), 1 mm de espessura na superfície incisal para MB1 e MB2, e 2 mm para MB3. Um término cervical em chanfro largo com angulação de 20° e dimensão de 0,6 mm foi estabelecido para estes modelos. Já para os modelos com coroas totais (MC1 e MC2), as dimensões das restaurações foram de 1,5 mm de espessura nas faces vestibular e palatina, 2 mm de espessura na superfície incisal e término cervical de 1 mm em chanfro circular. Simulou-se o uso do cimento adesivo dual Variolink II (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) como agente cimentante das restaurações cerâmicas, considerando-se uma linha de cimentação com espessura de 0,05 mm.

Todos os materiais envolvidos no estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, e os modelos assumidos em estado plano de deformação. A união entre elementos cerâmicos e substrato dental por meio do cimento resinoso foi considerada perfeita em todas as situações simuladas.

Cada modelo teve a malha de elementos finitos gerada por elementos PLANE 2, definido por 6 nós, apresentando 2 graus de liberdade em corpos triangulares e deslocamento com comportamento quadrático (**ANSYS 10.0**, ANSYS Inc., Houston, PA, USA). Os modelos apresentaram entre 18477 (MA) e 18942 (MC1 e MC2) elementos e entre 37783 (MA) e 38714 (MC1 e MC2) nós.

Como condição de contorno, um deslocamento igual a zero foi considerado para os nós da região superior do osso cortical. Os nós da região lateral posterior foram fixados apenas no eixo x, com liberdade de movimento vertical no eixo y.

Considerando que o incisivo central maxilar pode registrar 555N de força máxima,⁴⁶ o valor de 50 N foi adotado para o carregamento, uma vez que o estudo é bidimensional e representa uma segmento de todo o conjunto. Assim, duas formas de carregamento (C) estático e distribuído foram adotadas: C1 - 45° com o longo eixo dental, no terço médio da face palatina; C2 - carga vertical, perpendicular à borda incisal. Ambas as condições de carregamento foram aplicadas nos mesmos nós para cada modelo. Para realizar o carregamento distribuído, 5 nós foram usados para receber a carga sendo que os nós de cada extremidade receberam metade da carga aplicada entre eles (Fig. 2).

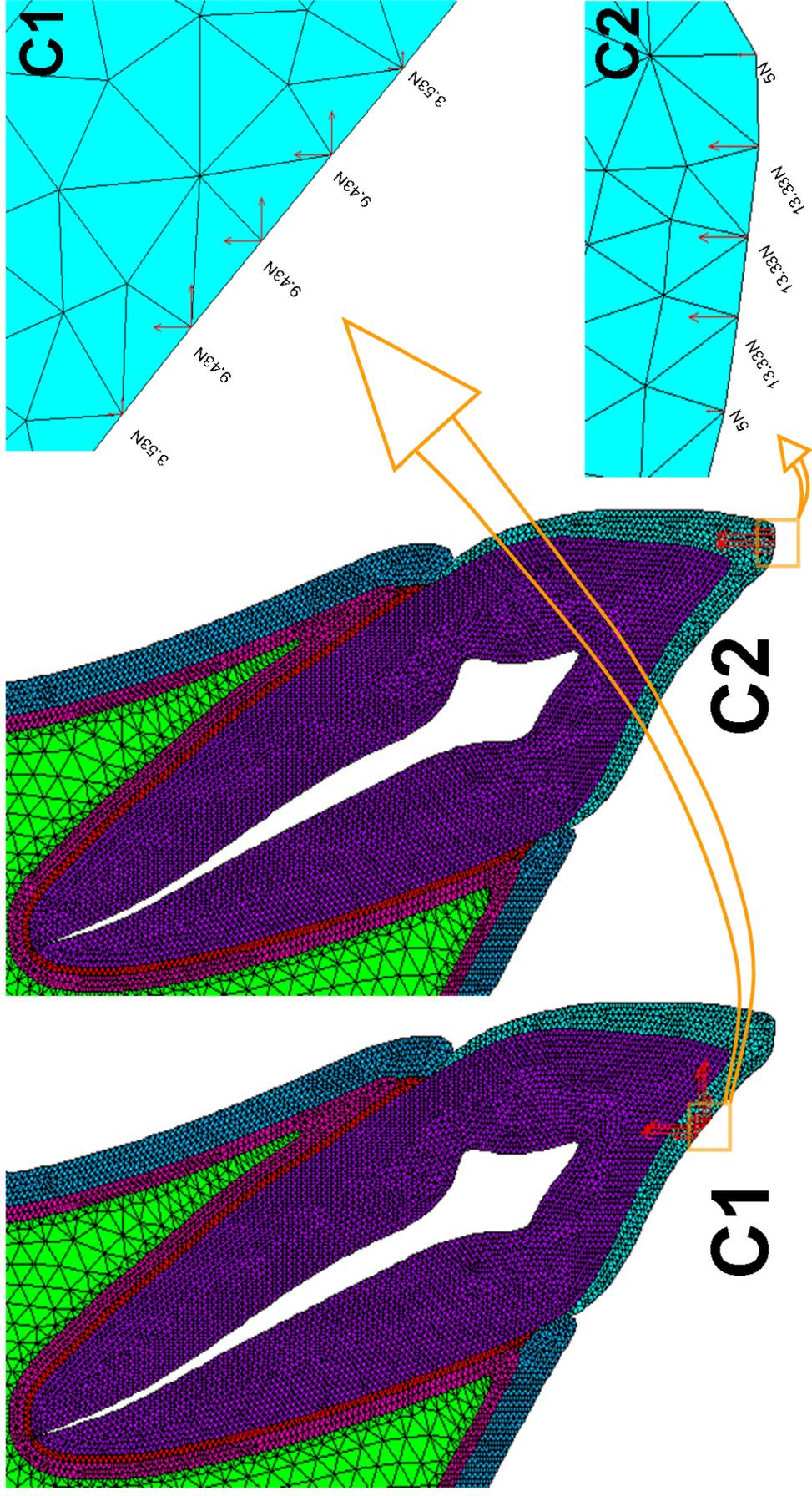


Figura 2 – Diagrama representativo dos carregamentos distribuídos (C1 e C2) adotados no estudo. A visão aproximada indica o valor da carga aplicada em cada nó para cada modelo.

A análise das tensões foi realizada segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}). σ_{VM} representa a combinação global (eixos direcionais X e Y) dos valores absolutos padronizados de todo o estresse produzido.^{8,47} Foram obtidos os mapas gerais e individualizados das estruturas em cada modelo, segundo as áreas descritas na figura 3. A máxima tensão principal (σ_{max}) foi obtida para cada estrutura individualmente.

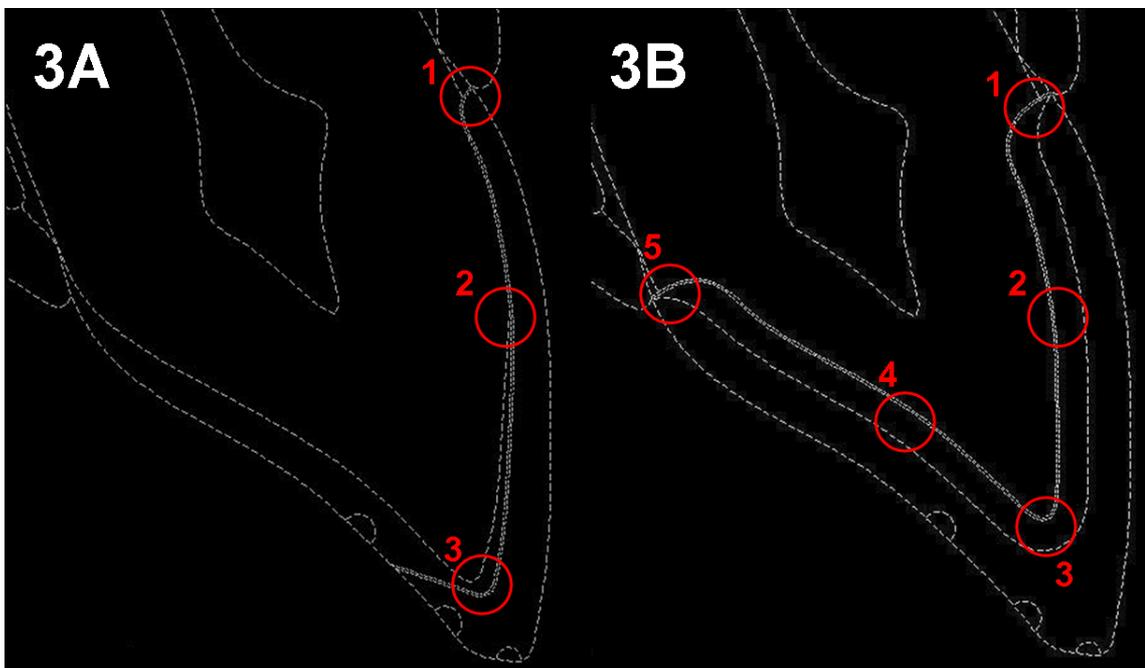
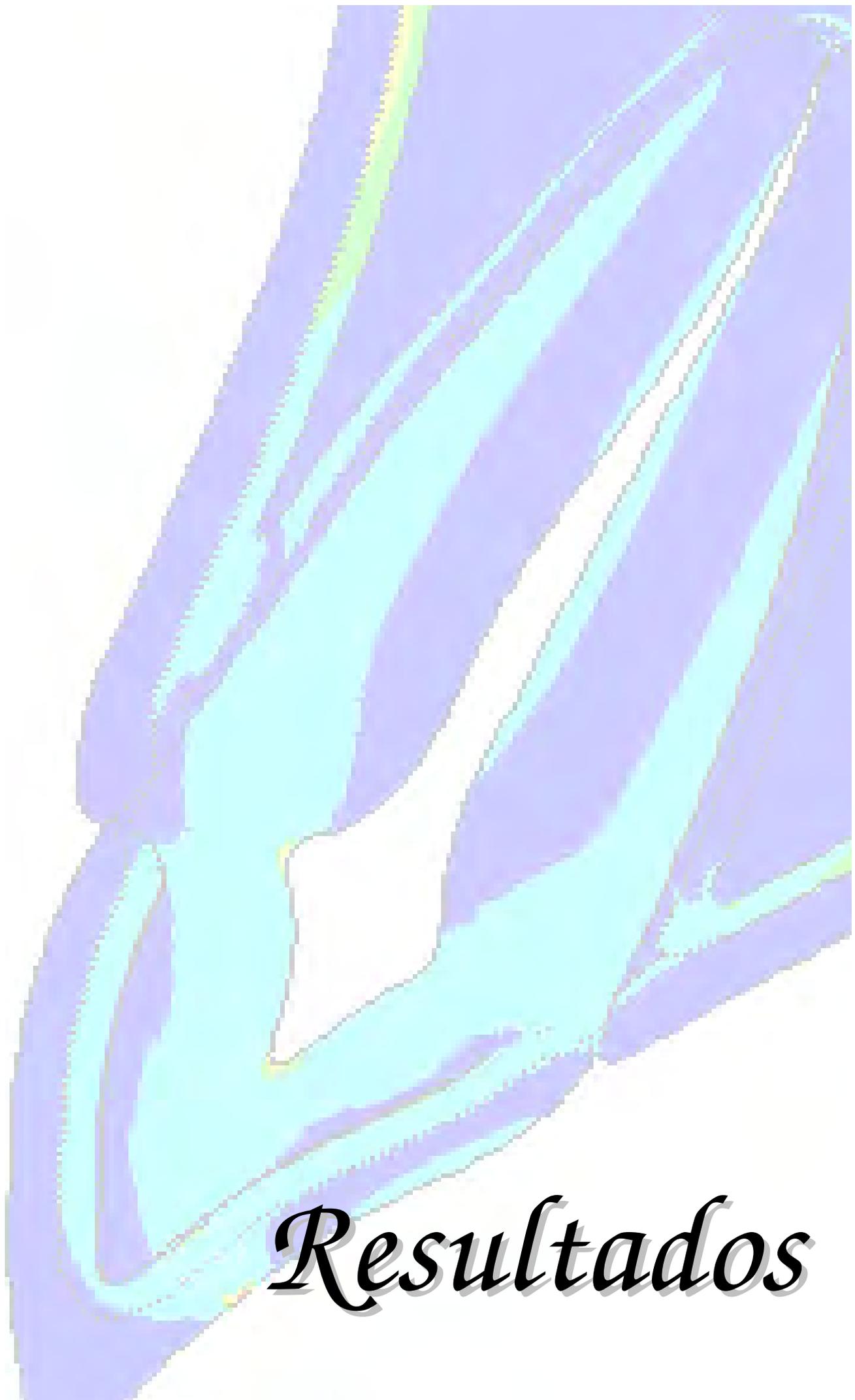


Figura 3 – Diagrama representativo das áreas selecionadas para a análise detalhada da distribuição interna das tensões na interface restauração-cimento-dente nos modelos restaurados com facetas laminadas (3A) e com coroas totais (3B). Legenda: **1** (região cervical vestibular da interface); **2** (região do 1/3 médio vestibular da interface); **3** (região incisal da interface); **4** (região do 1/3 médio palatino da interface); **5** (região cervical palatina da interface).



Resultados

2.5 Resultados

Os valores máximos de σ_{VM} estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Valores máximos de tensão de von Mises (MPa), no mapa geral, observados em cada região (1, 2, 3, 4 e 5) da interface de cimentação.

Modelos	carga	1	2	3	4	5
MA	C1	10.305	14.721	3.217	18.793	26.422
	C2	28.730	27.103	35.284	8.327	23.533
MB1	C1	18.505	19.005	5.276	-	-
	C2	36.443	35.163	38.526	-	-
MB2	C1	18.519	22.615	6.725	-	-
	C2	39.030	41.276	43.735	-	-
MB3	C1	27.187	30.335	16.999	-	-
	C2	42.371	57.029	50.014	-	-
MC1	C1	42.067	36.954	46.314	47.573	37.974
	C2	27.183	41.318	34.216	10.973	22.922
MC2	C1	42.380	56.127	79.469	83.967	55.097
	C2	38.355	48.869	38.208	19.489	21.050

Observou-se que a presença de restauração aumentou a tensão na interface sob todas as condições estudadas. Sob carregamento C1, as coroas totais geraram maior concentração de tensão do que as facetas laminadas em relação ao modelo controle em aproximadamente 80% quando utilizado o sistema IPS Empress 2 e 220% quando utilizado o sistema Procera AllCeram. Já sob carregamento C2, os maiores valores de σ_{VM} foram observadas nos modelos com facetas laminadas, aumentando em aproximadamente 24% as tensões para o sistema IPS Empress e 62% para o sistema Procera AllCeram.

Tanto nos modelos restaurados com facetas laminadas como nos modelos restaurados com coroas totais, o sistema Procera apresentou maior variação de σ_{VM} do que o sistema IPS Empress em relação ao modelo controle (MA) em todas as regiões analisadas, independente do carregamento adotado.

Na tabela 4 podem ser encontrados os valores máximos de σ_{VM} para cada estrutura componente da interface adesiva (restauração, cimento resinoso, e substrato dental). Assim, pôde-se observar que os maiores valores de tensão relacionados à restauração cerâmica estiveram sempre associados ao sistema Procera, independente do tipo de restauração e do carregamento adotado.

Nas facetas laminadas, o valor máximo de σ_{VM} foi observado na região 2 sob carregamento C1 em ambos os sistemas cerâmicos. Sob carregamento C2, valor máximo de σ_{VM} foi observado na região 3 para o sistema IPS Empress e na região 2 para o sistema Procera. Já nas coroas totais, o valor máximo de σ_{VM} foi observado na região 4 para C1 e na região 2 para C2, independente do sistema cerâmico empregado.

Os valores máximos de σ_{VM} para o carregamento C1, tanto no cimento resinoso como nas estruturas dentárias de suporte, foram observados na região 1 nos modelos restaurados com facetas laminadas e na região 5 nos modelos restaurados com coroas totais. Para o carregamento C2, a máxima ocorreu na região 1, independente do tipo de restauração utilizada.

Os valores de σ_{max} (Tabela 5) mostraram que o sistema Procera gerou mais tensão na restauração do que o sistema IPS Empress independente do tipo de preparo (para faceta ou coroa total) e da condição de carregamento adotada (C1 ou C2).

Tabela 4 – Valores de tensão de von Mises (MPa) para cada estrutura individualizada observados em cada região da interface de cimentação.

Modelos	carga	RESTAURAÇÃO					CIMENTO					SUPORTE DENTAL				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
MB1	C1	13.875	19.005	3.179	-	-	14.785	4.382	1.502	-	-	18.505	13.768	4.363	-	-
	C2	26.419	35.163	37.766	-	-	36.443	7.558	16.878	-	-	29.390	23.361	20.413	-	-
MB2	C1	16.819	22.592	5.564	-	-	15.039	4.377	1.902	-	-	18.519	11.208	4.483	-	-
	C2	29.602	41.276	43.735	-	-	39.030	7.511	13.418	-	-	31.462	18.382	16.034	-	-
MB3	C1	27.187	30.672	16.999	-	-	14.154	4.289	3.082	-	-	19.190	8.648	6.304	-	-
	C2	37.700	57.007	50.014	-	-	42.371	7.347	8.154	-	-	34.755	10.514	7.983	-	-
MC1	C1	33.275	37.264	46.314	47.573	39.768	18.501	5.407	13.697	18.894	34.887	24.625	12.106	15.550	26.551	31.891
	C2	26.411	41.164	34.216	11.835	15.777	26.208	7.372	5.746	6.106	22.922	27.183	10.667	6.532	9.660	22.381
MC2	C1	44.080	54.403	71.790	83.437	51.845	24.104	6.076	8.937	14.812	32.076	29.934	10.282	11.676	27.158	39.455
	C2	36.239	49.117	37.779	19.846	18.118	25.037	6.041	4.586	7.096	21.050	26.640	7.902	4.914	10.440	19.202

Tabela 5 – Valores máximos da tensão principal (MPa) individualizada para cada restauração cerâmica e cimento, para as condições de carregamento C1 e C2.

modelos	carga	restauração	cimento
MB1	C1	9.179	4.295
	C2	18.295	5.586
MB2	C1	12.393	4.748
	C2	23.152	5.476
MB3	C1	40.528	9.825
	C2	23.768	7.205
MC1	C1	60.403	35.384
	C2	19.428	24.702
MC2	C1	96.900	26.501
	C2	31.251	22.337

Para o cimento resinoso (tabela 5), o sistema Procera gerou mais tensão do que o sistema IPS Empress quando a restauração é uma faceta laminada. Para a coroa total, o sistema IPS Empress 2 proporcionou maiores valores de σ_{\max} no cimento.



Discussão

2.6 Discussão

Os incisivos centrais maxilares são importantes não apenas para a estética, mas também para o bom funcionamento da dinâmica de movimentação mandibular. Eles protegem os dentes posteriores durante os movimentos protrusivos, deixando-os fora de oclusão durante a abertura bucal. Além disso, eles têm a função, juntamente com os incisivos inferiores, de dilacerar os alimentos, ocorrendo neste momento o desenvolvimento de tensão cujo entendimento é importante para o sucesso clínico das restaurações.⁸

Segundo Zarone et al.⁸ e Troedson & Dérand,¹⁵ o estresse se concentra onde uma distribuição de material não-homogêneo está presente, como nas regiões de interface adesiva da cimentação. Assim, uma interface dente-cimento-restauração, com diferentes módulos de elasticidade, representa o ponto mais susceptível para falhas em qualquer sistema restaurador.

Porém, quando se trabalha com o MEF, um dos problemas está relacionado à confecção de modelos numéricos que simulem fielmente uma situação real ou experimental. As propriedades na interface dente-restauração, que neste estudo foi considerada homogênea e contínua por toda a superfície do remanescente dental, passa a ser importante quando se deseja determinar as tensões baseado na ligação perfeita entre o dente e a restauração, como acontece entre as estruturas da dentição natural hígida.

Observou-se que o carregamento C1 proporcionou maior σ_{VM} nas coroas totais, enquanto sob C2 as maiores tensões foram observadas nos modelos com facetas. Isto pode ser explicado em função da condição de carregamento

C2 ter ocorrido diretamente sobre as duas modalidades restauradoras, enquanto sob C1 a força foi aplicada apenas sobre as coroas totais (Fig. 4).

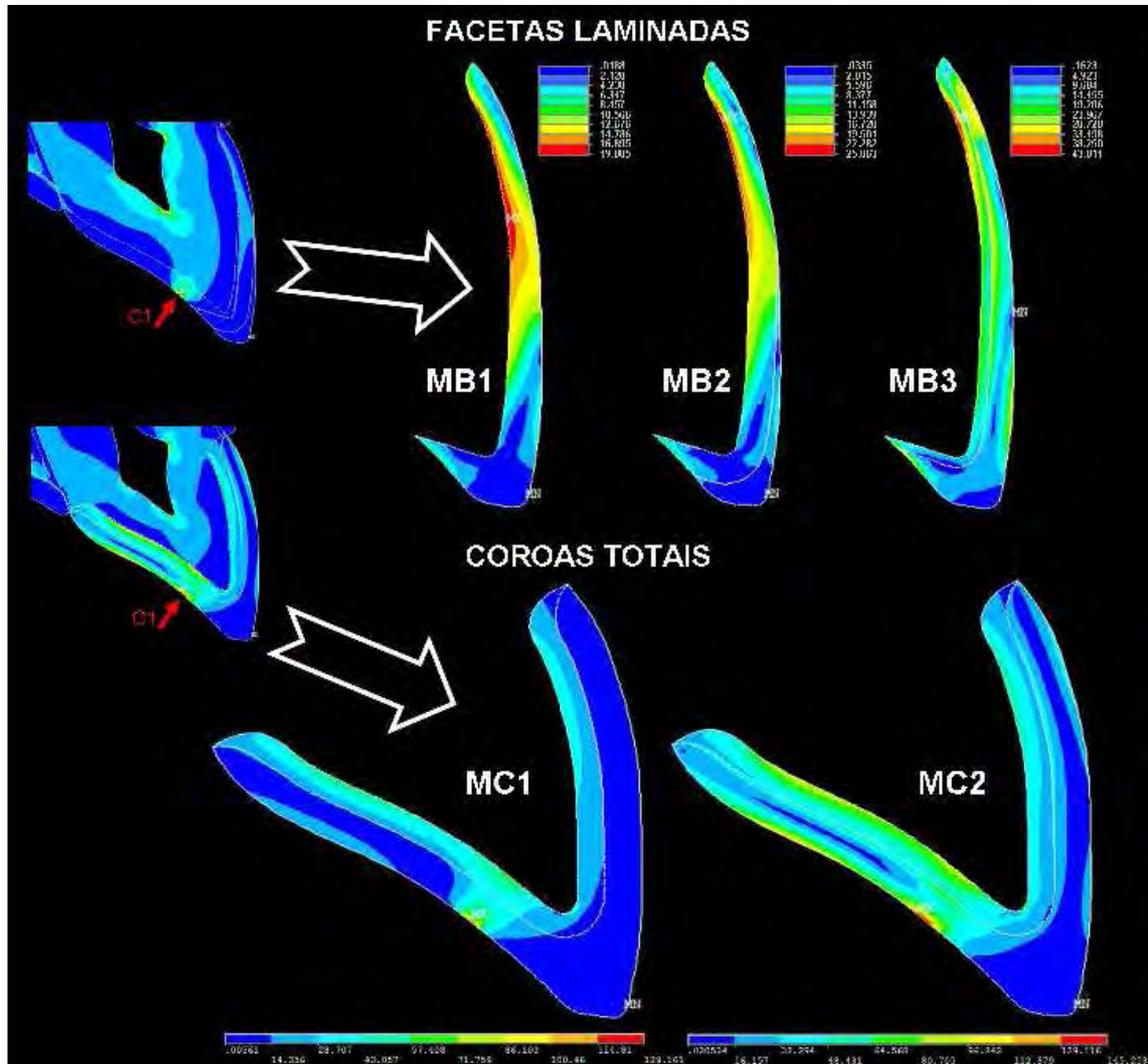


Figura 4 – Mapas individualizados de tensão de von Mises nas restaurações cerâmicas sob carregamento C1. As escalas de cores indicam os níveis de tensão (MPa) a partir do azul escuro (menor tensão) até vermelho (maior tensão).

Outro aspecto foi o baixo valor de σ_{VM} observado no MA (controle) em relação aos modelos com restauração cerâmica (tabela 3). Este fato foi mais pronunciado em decorrência da representação linear para o ligamento

periodontal, proporcionando uma distribuição de tensão mais uniforme ao longo das estruturas do modelo.

Nas estruturas dentárias de suporte, observou-se uma maior concentração de σ_{VM} na região de margem cervical, similarmente aos resultados encontrados por Troedson & Dérand.¹⁵ Isto se deve provavelmente à dureza do esmalte que é decorrente do seu elevado conteúdo mineral. O alto valor de E e a baixa resistência à tensão desta estrutura é responsável por suas propriedades frágeis. Porém, entre esmalte e dentina há uma interface biológica pouco mineralizada e fibrorreforçada chamada de junção esmalte-dentina (JED) que pode dissipar tensões inibindo maior propagação de falhas. Assim, a JED apresenta considerável resistência à fratura e, ao longo de uma dentina subjacente mais resiliente, suporta a integridade do esmalte por prevenir sua fratura durante função.¹¹ A última resistência à tensão da JED varia de 46,9 a 60 MPa.^{11,29} Portanto, deve-se estar atento a estas regiões porque, após restauração com coroas totais, a estrutura dental remanescente apresenta escassa quantidade de esmalte e com pouco suporte de dentina em decorrência do desgaste necessário para a restauração, proporcionando valores de σ_{VM} elevados principalmente quando utilizado o sistema Procera (MC2) sob carregamento C1, como apresentados na tabela 4.

O presente estudo também examinou a concentração de tensão máxima (σ_{max}), que é um critério para análise de falha mais apropriado para materiais não-ducteis, como o esmalte, a cerâmica e o cimento, por exemplo, que apresentam grande variação entre os valores de ruptura em tensão ou compressão.¹ Assim, baseado nos valores de σ_{max} apresentados na tabela 5, observou-se que o sistema cerâmico Procera, tanto para as facetas, como para

as coroas totais, apresentou uma maior concentração de tensão na restauração protética. Sobre esses valores de σ_{\max} deve ser considerada, ainda, uma margem de segurança clínica contra fratura por fadiga que envolve o sistema Procera em torno de 25% da carga máxima, e que não deve ser excedida.²³ Mas como a união adesiva proporcionada pelo agente cimentante no presente estudo foi considerada como ideal, supõe-se que uma condição de cimentação diferente desta aumente os níveis de tensão para cada sistema cerâmico.²³

Além disso, sabe-se que em diversas situações a restauração está sujeita às aplicações repetidas de tensão abaixo da resistência suportada pelo material cerâmico utilizado. E mesmo sob estas condições, o material restaurador pode fracassar após ciclagem mecânica, onde a resistência do material à fratura é mensurada depois de submetido à carga cíclica. Isto deve ser considerado uma vez que, em 2002, Found e Quaresimin⁴⁸ observaram que sistemas investigados sob condições de carregamento estático e por fadiga mostraram que a maior área de concentração de tensão apresentou aspectos de falhas similares.

Na figura 5 pode-se observar que a σ_{\max} esteve mais concentrada no coping cerâmico para as duas modalidades restauradoras. Isso ocorreu devido o E do coping cerâmico ser mais elevado do que o E da cerâmica de cobertura em todos os sistemas, proporcionando menor concentração de tensão.

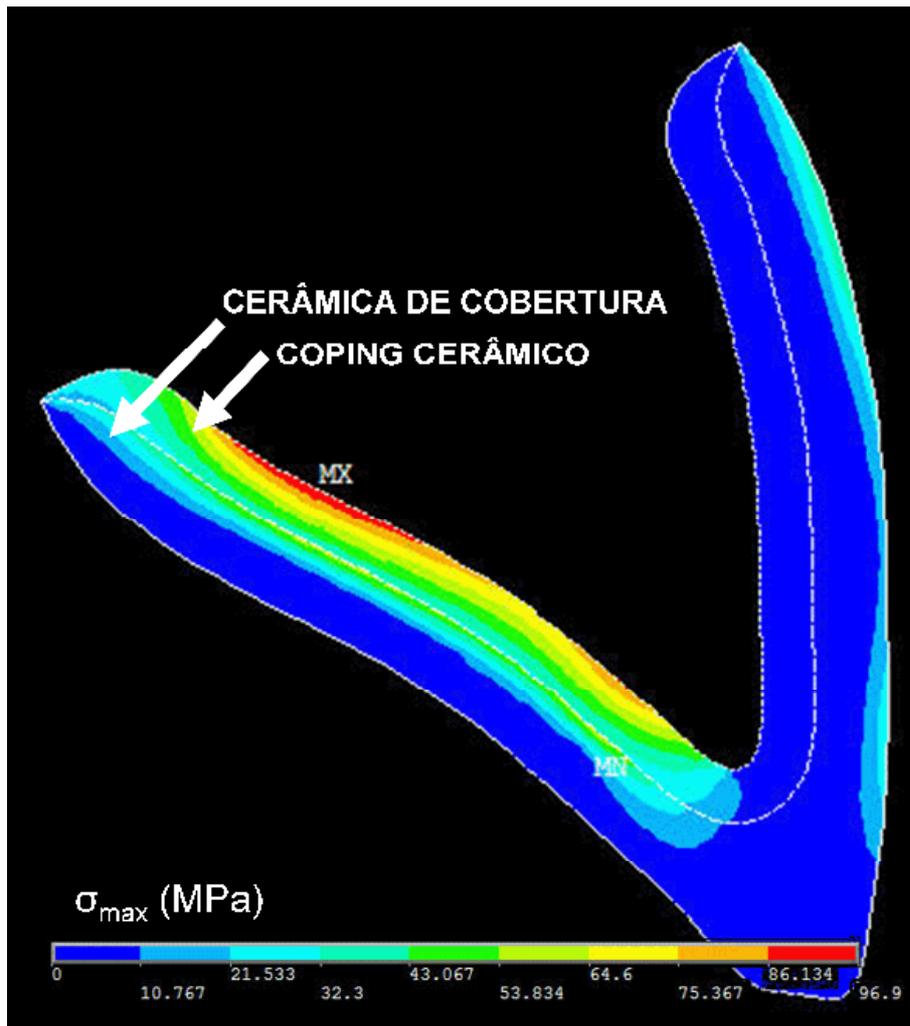


Figura 5 – Distribuição da tensão principal ($\sigma_{\max,t}$) em MC2 sob carregamento C1 ilustrando maior concentração de tensão no coping cerâmico.

Nos modelos com a presença de restauração cerâmica, a união dente-restauração foi considerada perfeita. Os resultados apresentados na tabela 5 evidenciaram maior predisposição à falha na linha de cimentação quando utilizado o sistema Procera (região 1) nos modelos restaurados com facetas e quando utilizado o sistema IPS Empress 2 (região 5) nos modelos restaurados com coroas. Assim como em estudos prévios,¹⁵ sugere-se que a perda de adesão na periferia da interface de cimentação (margem cervical) é crítica para os dois tipos de restaurações protéticas, exceto nos laminados do sistema IPS Empress, nos quais os valores de σ_{\max} localizaram-se no terço mais incisal.

Esta propensão à falha merece atenção especial, independente da localização, pois defeitos na linha de cimentação diminuem as propriedades físicas, resistência, rigidez, estabilidade de cor e aumenta a absorção de água.¹⁶ Este assunto assume importância, pois uma linha de cimentação adequada é capaz de absorver parcialmente a deformação do sistema restaurador e limitar a intensidade das tensões transmitidas aos tecidos dentários naturais remanescentes, ampliando a longevidade da restauração.⁹



Conclusões

2.7 Conclusões

1. A presença de restauração cerâmica (faceta laminada e coroa total) aumentou a σ_{VM} nas estruturas de suporte ao longo da interface em comparação ao dente natural;

2. As restaurações com o sistema Procera, tanto para facetas laminadas como para coroas totais, proporcionaram os maiores valores de σ_{VM} em toda a região da interface adesiva;

3. O carregamento incisal (C2) gerou maior σ_{VM} do que o carregamento palatino (C1) para os modelos com facetas laminadas na região da interface adesiva, enquanto que os modelos com coroas totais apresentaram maior tensão para o carregamento palatino.

4. Ambos os sistemas cerâmicos (IPS Empress e Procera) promoveram maior σ_{max} na periferia da interface de cimentação.

5. No cimento, o sistema Procera produziu maior valor de σ_{max} na região 1 dos modelos restaurados com facetas, enquanto o sistema IPS Empress 2 produziu maior valor de σ_{max} na região 5 dos modelos restaurados com coroas totais.

SUPORTE FINANCEIRO:

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)

Processo 2006/02336-2



Referências

2.8 Referências

1. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach. 1st ed., Chicago: Quintessence Publishing Co; 2002.
2. MacPherson LC, Smith BG. Reinforcement of weakened cusps by adhesive restorative materials: an in vitro study. *Br Dent J* 1995;178:341-4.
3. Reeh ES, Ross GK. Tooth stiffness with composite veneers: a strain and finite element evaluation. *Dent Mater* 1994;10:247-52.
4. Magne P, Douglas WH. Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int J Prosthodont* 1999;12:111-21.
5. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89:374-80.
6. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-74.
7. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain - veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86:42-6.
8. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite element analysis. *Dent Mater* 2006;22:1035-44.

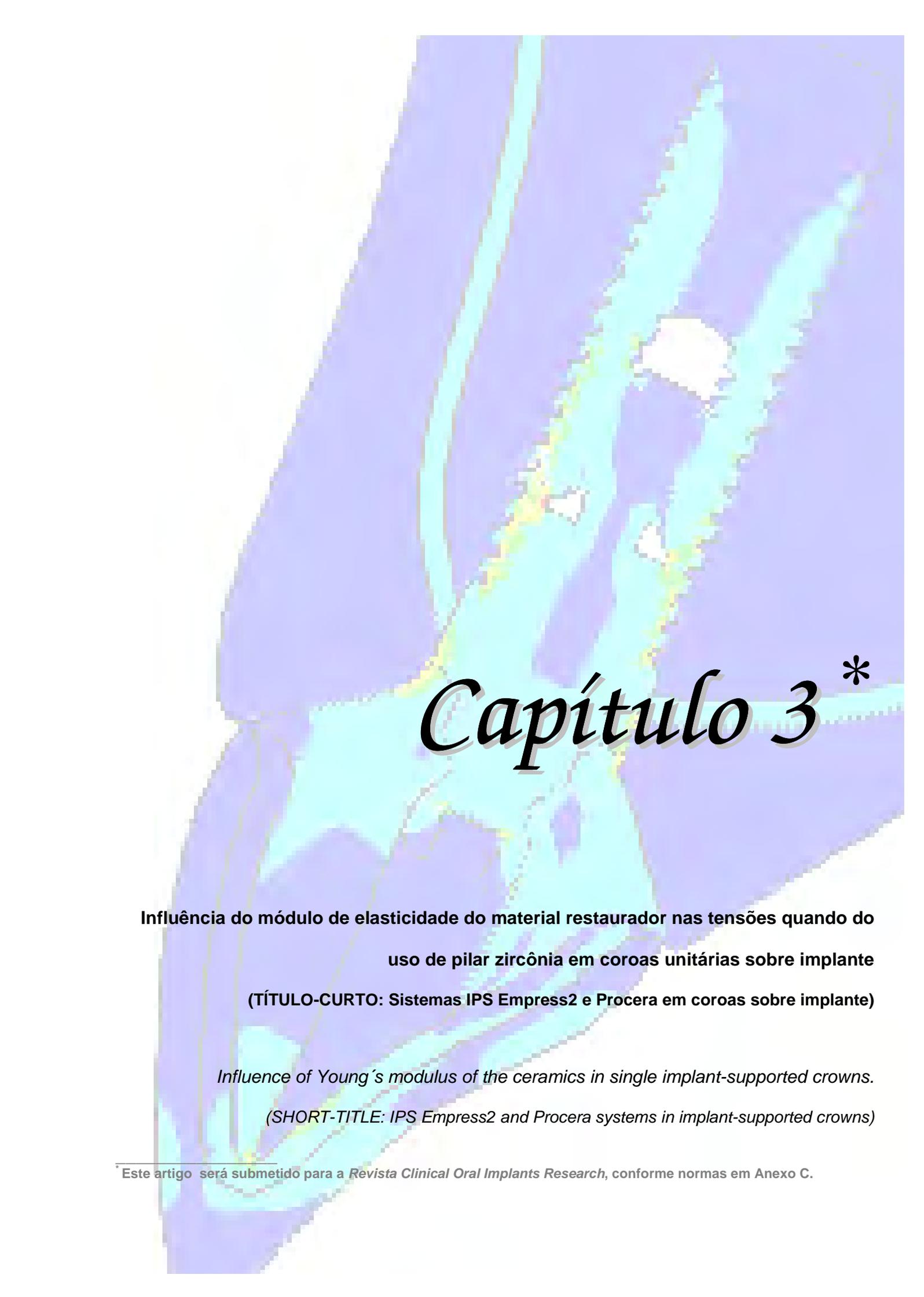
9. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18:295-303.
10. Castellani R, Ruijter A, Renggli H, Jansen J. Response of rat bone marrow cells to differently roughened titanium discs. *Clin Oral Implant Res* 1999;10:369-78.
11. Giannini M, Soares CJ, Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater* 2004;20:322-9.
12. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007;23:71-80.
13. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-40.
14. Rosa AL, Beloti MM. Rat bone marrow cell response to titanium and titanium alloy with different surface roughness. *Clin Oral Implant Res* 2003;14:43-8.
15. Troedson M, Dérand T. Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. A finite element method study. *Acta Odontol Scand* 1998;56:257-262.
16. Tunc EP. Finite element analysis of heat generation from different light-polymerization sources during cementation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2007;97:368-74.

17. Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dent Mater* 2001;17:289-95.
18. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000;16:226-33.
19. Chai J, McGivney GP, Munoz CA, Rubenstein JE. A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J Prosthet Dent* 1997;77:1-11.
20. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* 2003;30:818-22.
21. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater* 2004;20:207-12.
22. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-35.
23. Troedson M, Dérand T. Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. *J Prosthet Dent* 1999;82:518-524.
24. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992;6:82-9.
25. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95:111-6.

26. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006;33:380-6.
27. Cattel MJ, Knowless JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J Dent* 1999;27:183-96.
28. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53:297-303.
29. Addison O, Fleming GJ. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dent Mater* 2004;20:286-92.
30. Darendeliler S, Darendeliler H, Kinoglu T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 1992;19:371-83.
31. Lin CL, Chang CH, Wang CH, Ko CC, Lee HE. Numerical investigation of the factors effecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. *J Oral Rehabil* 2001;28:517-25.
32. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005;84:428-33.
33. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:195-202.
34. Çiftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2000;14:406-11.

35. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:498-504.
36. Ona M, Wakabayashi N. Influence of alveolar support on stress in periodontal structures. *J Dent Res* 2006;85:1087-1091.
37. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *J Prosthet Dent* 2007;97:85-92.
38. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:781-90.
39. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9:257-70.
40. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-7.
41. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;73:140-7.
42. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68:421-7.

43. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Rest* 1981;60:873-7.
44. Sicher H, Dubrul EL. *Oral Anatomy*. 8th ed. St Louis: Ishiyaku Euroamerica; 1988. 356p.
45. Farah JW, Craig RG, Merqueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil* 1988;15:615-24.
46. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, GilmourWH. The variability of bite force measurement between sessions in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998;25:681-6.
47. Williamson LJR, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endodon* 1995;21:362-7.
48. Found MS, Quaresimin M. Fatigue damage of carbon fibre reinforced laminates under two-stage loading. In: Found MS. *Experimental techniques and design in composite materials* 4th ed. Lisse: A.A. Balkema Publishers; 2002.



Capítulo 3*

Influência do módulo de elasticidade do material restaurador nas tensões quando do uso de pilar zircônia em coroas unitárias sobre implante

(TÍTULO-CURTO: Sistemas IPS Empress2 e Procera em coroas sobre implante)

Influence of Young's modulus of the ceramics in single implant-supported crowns.

(SHORT-TITLE: IPS Empress2 and Procera systems in implant-supported crowns)

* Este artigo será submetido para a *Revista Clinical Oral Implants Research*, conforme normas em Anexo C.



Resumo

3.1 Resumo

Quando cimentadas, as coroas sobre implante proporcionam uma melhor distribuição das tensões às estruturas de suporte. Porém, a influência de diferentes sistemas cerâmicos livre de metal, com diferentes módulos de elasticidade, na distribuição interna das tensões na interface pilar protético/corona não está clara. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar, através da análise de elementos finitos bidimensional, a distribuição interna das tensões na região da interface pilar/corona para dois sistemas cerâmicos em coroas sobre implante (IPS Empress2 e Procera AllCeram). Para isso, dois modelos (M) foram confeccionados no programa AutoCad 2006, sendo: MA – maxila seccionada sagitalmente, com a presença de um implante na região do incisivo central maxilar e restaurado com IPS Empress2 sobre pilar de zircônia; MB: semelhante ao MA, mas restaurado com Procera AllCeram. A análise numérica (Ansys 10.0) foi realizada sob duas condições de carregamento (C): C1 – 50N na face palatina, em 45° com o longo eixo dental; C2 – 50N perpendicular à borda incisal. A tensão equivalente de von Mises (σ_{VM}) e a máxima tensão principal (σ_{max}) foram obtidas. Observou-se que C1 proporcionou maiores valores de σ_{VM} ao longo de toda a interface pilar/corona, apresentando-se mais concentradas no terço incisal para IPS Empress2 e Procera AllCeram. Para um mesmo sistema restaurador, a máxima σ_{VM} não mudou em função do carregamento, mas, individualmente, o sistema IPS Empress 2 apresentou maior σ_{VM} na interface adesiva, com maior influência do carregamento palatino. O mesmo comportamento foi observado para a σ_{max} . Concluiu-se que sistema com menor módulo de elasticidade apresentam maior tensão quando cimentados sobre pilar com alto módulo de elasticidade.



Abstract

3.2 Abstract

When cemented, the implant-supported crowns have provided a more uniform stress distribution to the support structures. However, the influence of different metal-free ceramics systems in the stress distribution at the adhesive interface is unclear. Then, the objective of this study was to evaluate, through two-dimensional finite element analysis, the stress distribution at the interface abutment/crown for two ceramics systems for implant-supported crowns (IPS Empress2 and Procera AllCeram). For this, two models (M) were built: MA – sagittal view of the maxillary central incisor area restored with IPS Empress2 on zircon abutment; MB: similar to MA, restored with Procera AllCeram. The numerical analysis (Ansys 10.0) was performed under two loading conditions (C): C1 - 50N in the lingual face, in 45° with the tooth long axis; C2 - 50N perpendicular to the incisal edge. The von Mises equivalent stress (σ_{VM}) and the principal stress (σ_{max}) were obtained. The loading pattern did not influence the peak of the σ_{VM} for the same ceramics system. However, the σ_{VM} were different for individual structures, such as the adhesive interface for the IPS Empress 2. The same behavior was observed for σ_{max} . The C1 showed the highest σ_{VM} e σ_{max} in comparison with the C2. In conclusion, restorations with lower elastic modulus showed higher stress when placed on abutment with higher elastic modulus.



*Introdução e
Proposição*

3.3 Introdução e Proposição

A exigência dos pacientes por tratamentos protéticos cada vez mais estéticos e duradouros tem levado os fabricantes, pesquisadores e profissionais da área a buscarem o aperfeiçoamento tecnológico dos materiais restauradores. Como consequência, a tendência atual é o desenvolvimento e a utilização de restaurações livres de metal, que permitem aliar a estética à biomecânica, em substituição às coroas metalocerâmicas (Odén et al. 1998, Kim et al 2007).

Atualmente, dentre os materiais restauradores que melhor satisfazem essas características no tratamento com implantes unitários estão as cerâmicas (Wagner & Chu 1996; Fischer et al. 2001; Albakry et al. 2003; Kim et al. 2007). Além da excelente estética, elas têm sido continuamente modificadas a fim de incrementar a sua resistência, dispensando assim a necessidade de metal. As cerâmicas restauradoras atuais satisfazem ainda os requisitos de biocompatibilidade, estabilidade de cor, precisão de ajuste marginal e baixa condutibilidade térmica indispensáveis para o sucesso clínico (May et al. 1998; Odén et al. 1998; Kim et al. 2007).

No entanto, falhas mecânicas continuam a ocorrer nas cerâmicas devido a sua incapacidade em absorver satisfatoriamente as forças de tensão por deformação plástica (Albakry et al. 2003). Devido a isso, as indicações para aplicação dental das cerâmicas são limitadas (Fischer et al. 2001). Todavia, há autores que afirmam não haver problemas em usá-las para o revestimento de coroas implanto-suportadas (Tripodakis et al. 1995; Att et al. 2006_a; Att et al. 2006_b).

Entretanto, suspeita-se que sistemas restauradores cerâmicos que apresentem copings com menor módulo de elasticidade (E) sejam mais exigidos quando cimentados sobre pilares com alto E , uma vez que o coping com alto E pode atuar no sentido de concentrar as tensões atuantes e proteger a interface adesiva. Este comportamento não se aplicaria em restaurações sobre dentes naturais, que apresentam E menor.

Muito embora existam estudos sobre as propriedades mecânicas das cerâmicas dentais, especialmente em relação a resistência à flexão, à fratura, à fadiga, bem como à precisão de ajuste marginal (Wagner & Chu 1996; May et al. 1998; Drummond et al. 2000; Tinschert et al. 2000; O'Brien et al. 2000; Hölland et al. 2000; Anusavice et al. 2001; Fischer et al. 2001; Albakry et al. 2003; Rizkalla & Jones 2004; Att et al. 2006_a; Att et al. 2006_b), poucos são os trabalhos na literatura que avaliam o comportamento mecânico das estruturas relacionadas à interface adesiva (Papavasiliou et al. 1996; Ausiello et al. 2002; Kunavisarut et al. 2002; Juodzbalyis et al. 2005; Sevimay et al. 2005; Saab et al. 2007). Estudos neste aspecto são importantes, uma vez que uma camada de cimento adesivo em torno de 50-150 μm é capaz de distribuir satisfatoriamente o estresse transmitido da coroa ao implante, aliviando também o estresse nas estruturas ósseas de suporte (Ausiello et al. 2002, Oh & Anusavice 2002).

A literatura não mostra a influência de diferentes tipos de restaurações cerâmicas na distribuição interna das tensões na coroa, no cimento adesivo, no pilar cerâmico e no implante, uma vez que estudos prévios compararam materiais restauradores de diferentes naturezas, como um tipo de cerâmica padrão com ligas metálicas, resina acrílica e/ou composta (Stegaroiu et al. 1998; Çiftçi & Canay 2000; Wang et al. 2002; Juodzbalyis et al. 2005), ou entre

restaurações metalocerâmicas e livres de metal (Sevimay et al. 2005); ou, ainda, a análise da influência do tipo de conexão entre a restauração protética e o implante (Chun et al. 2006; Saab et al. 2007) e da intensidade e direção da carga aplicada associado à qualidade do suporte ósseo (Papavasiliou et al. 1996), mas não evidencia a influência de diferentes sistemas cerâmicos para um mesmo pilar protético. Além disso, todos esses estudos realizaram a análise com ênfase principalmente na interface osso-implante.

Assim, uma comparação dos dados sobre a distribuição das tensões na interface restauração cerâmica/pilar protético sobre implante demanda investigação. Em vista do exposto, o objetivo deste trabalho foi avaliar, por meio da análise de elementos finitos bidimensional, a influência de dois sistemas cerâmicos para coroa sobre implante (IPS Empress 2 e Procera AllCeram) na distribuição interna das tensões na região da interface de cimentação sob carregamento palatino e incisal, testando a hipótese de que sistemas cerâmicos com menor módulo de elasticidade cimentados sobre pilares com alto módulo de elasticidade apresentam maior risco de falha.



Material e Métodos

3.4 Material e Métodos

Uma secção vestibulopalatina na região do incisivo central maxilar esquerdo foi usada para a análise de elementos finitos bidimensional, seguindo-se dados anatômicos prévios (Sicher & Dubrul 1988). Dois modelos (M) foram elaborados usando o programa **AutoCAD 2006** (Autodesk Inc.; San Rafael, CA, USA), variando o material da coroa total sobre implante (Tabela 1). A altura (10 mm), a distância mesiodistal (9 mm) e vestibulopalatina (7 mm) da coroa foram mantidas constantes em ambos os modelos.

Tabela 1 – Descrição dos modelos e suas variáveis.

Modelos (M)	Suporte dental	Restauração	Material Restaurador
MA	Ausente, com a presença de implante osseointegrado	Coroa total	IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)
MB			Procera AllCeram (Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden)

Os modelos matemáticos consistiram de coroa total cimentada em pilar protético sobre implante, com fibromucosa, osso cortical e osso trabecular presentes (Fig. 1), com cada material caracterizado por seus parâmetros de elasticidade (Tabela 2). As dimensões de todas as estruturas, à exceção das coroas, foram mantidas constantes. O osso maxilar foi modelado com um centro esponjoso e circundado por uma camada de 0,5 mm de espessura de osso cortical e 1 mm para a fibromucosa.

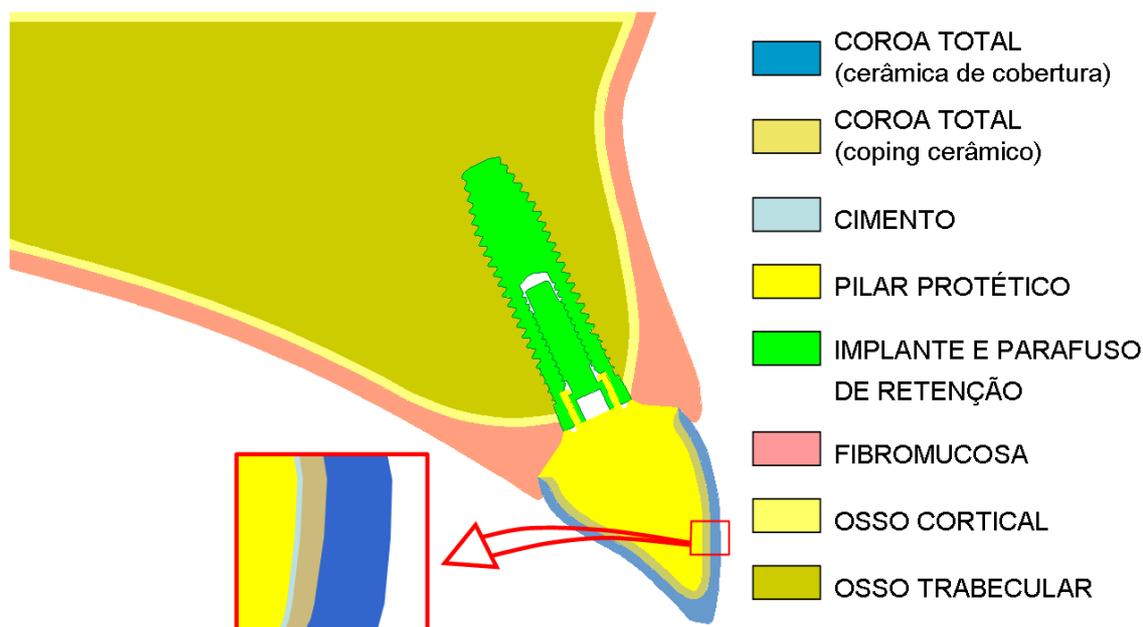


Figura 1 – Diagrama representativo das estruturas que compõem os modelos (MA e MB) do estudo.

Tabela 2 – Parâmetros de elasticidade das estruturas que compõe os modelos.

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Autores
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. (1992)
OssO Trabecular	13,70	0,30	Farah et al. (1988)
OssO Medular	1,37	0,30	Farah et al. (1988)
Implante e Parafuso (Ti)	103,40	0,35	Sertgoz & Gunever (1996)
Cimento (Variolink II)	8,30	0,30	Fabricante
Pilar Zircônia	210	0,30	Fabricante
Guta-Percha	0,00069	0,45	Yaman et al. (1998)
Porcelana (IPS Empress2) (coping)	102,00	0,30	Imanishi et al. (2003)
Porcelana (IPS Empress2) (cerâmica de cobertura)	67,20	0,30	Imanishi et al. (2003)
Porcelana (Procera AllCeram) (coping)	269,00 ¹	0,25 ²	¹ Imanishi et al. (2003) ² Wagner & Chu (1996)
Porcelana (Procera AllCeram) (cerâmica de cobertura)	68,90 ¹	0,25 ²	¹ Imanishi et al. (2003) ² Wagner & Chu (1996)

As dimensões das coroas cerâmicas unitárias foram as mesmas em ambos os modelos, de acordo com o descrito por cada fabricante: 1,5 mm de espessura nas faces vestibular e lingual, 2 mm de espessura na superfície incisal e término cervical de 1 mm em chanfro circular.

O implante utilizado (Sistema Brånemark - Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden; Referência: Replace Select - Straight TiU - 4,3 X 15,0 mm) foi conectado à coroa unitária por meio de um pilar estético cerâmico personalizado por desgaste (Pilar Zircônia, NobelBiocare, Göteborg, Sweden), devidamente preparado de acordo com as recomendações do fabricante para a confecção de uma coroa total em função das dimensões pré-estabelecidas. As restaurações cerâmicas foram cimentadas com o cimento adesivo dual Variolink II (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), respeitando suas indicações. Foi considerada uma linha de cimentação com espessura de 0,05 mm.

Para a incorporação do conjunto implante - pilar zircônia - coroa total ao modelo matemático, as estruturas foram incluídas em resina acrílica ativada quimicamente (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil), sob calor e pressão constante de 150Kgf/cm³, em embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil) por 20 minutos (Rocha et al., 2003). Uma recortadora (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) foi usada para a secção do conjunto longitudinalmente, para visualização do passo de rosca interno e externo, da superfície interna e da adaptação entre os componentes (Fig. 2). Em seguida, o bloco obtido foi digitalizado e exportado para o programa AutoCAD 2006 para a reprodução das dimensões, do formato

e da relação entre os componentes do implante, bem como estabelecer a relação com a coroa fixa unitária segundo a descrição de cada fabricante.

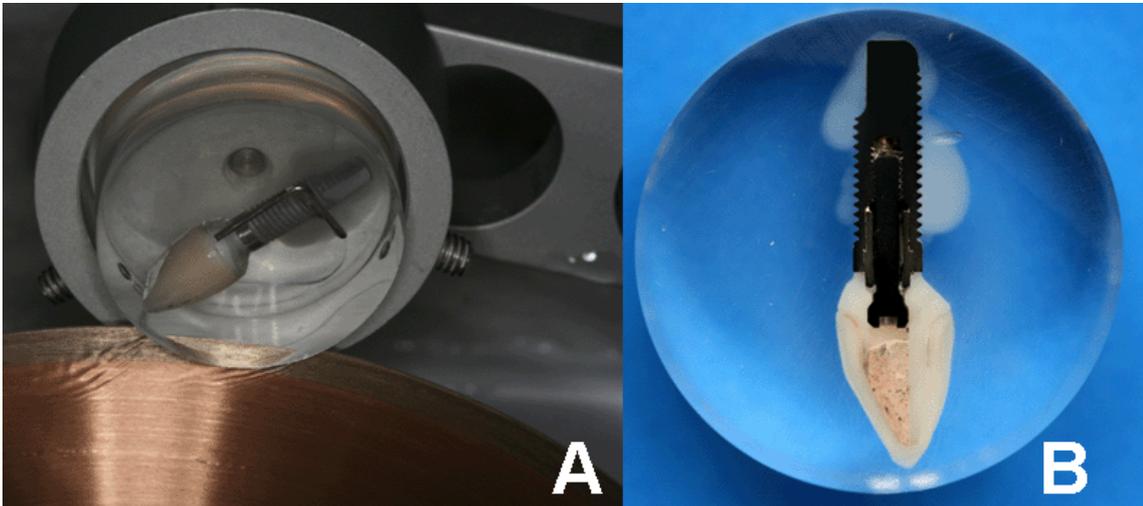


Figura 2 – Conjunto “implante - pilar zircônia – coroa total” incluído em resina acrílica e sendo seccionado ao meio (A). Visão após seccionao (B).

Todos os materiais envolvidos no estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, e os modelos assumidos em estado plano de deformação. A união entre coroa e pilar por meio do cimento resinoso foi considerada perfeita em todas as situações simuladas.

Cada modelo teve a malha de elementos finitos gerada por elementos PLANE 2, definido por 6 nós, apresentando 2 graus de liberdade em corpos triangulares e deslocamento com comportamento quadrático (ANSYS 10.0, ANSYS Inc., Houston, PA, USA). Ambos os modelos consistiram de 18534 elementos e 37762 nós.

Como condição de contorno, um deslocamento igual a zero foi considerado para os nós da região superior do osso cortical. Os nós da região

lateral posterior foram fixados apenas no eixo x, com liberdade de movimento vertical no eixo y.

Considerando que o incisivo central maxilar pode registrar 555N de força máxima (Tortopidis et al. 1998), o valor de 50N foi adotado para o carregamento (C) distribuído, sob duas condições: C1 - 45° com o longo eixo dental, no terço médio da face lingual; C2 – carga vertical, perpendicular à borda incisal (Fig. 3). O carregamento foi realizado nos mesmos nós para cada modelo. Para caracterizar o carregamento distribuído, 5 nós foram selecionados para receber a carga, sendo que os nós de cada extremidade receberam metade da carga aplicada nos nós intermediários.

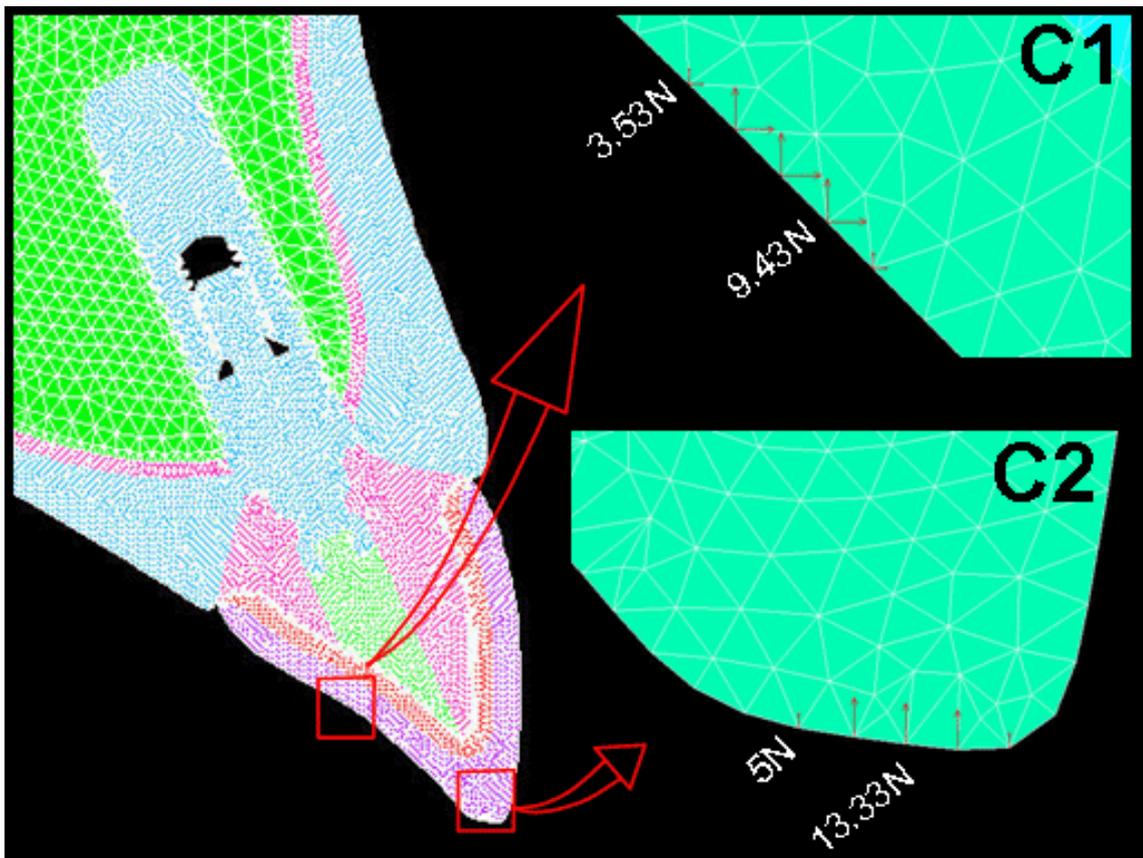


Figura 3 – Carregamentos distribuídos (C1 e C2) adotados no estudo.

A fim de identificar as áreas com maior concentração de tensão onde falhas podem ocorrer, o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) e máxima tensão principal (σ_{max}) foram selecionados. As σ_{VM} representaram a combinação global (eixos direcionais X e Y) dos valores absolutos padronizados de todo o estresse produzido e representa um parâmetro adequado para a análise descritiva dos dados obtidos (Williamson et al. 1995; Zarone et al.2006). A σ_{VM} foi obtida para cada estrutura em cada modelo, enfatizando as áreas descritas na Fig. 4. O valor máximo de σ_{max} foi obtido para cada estrutura.

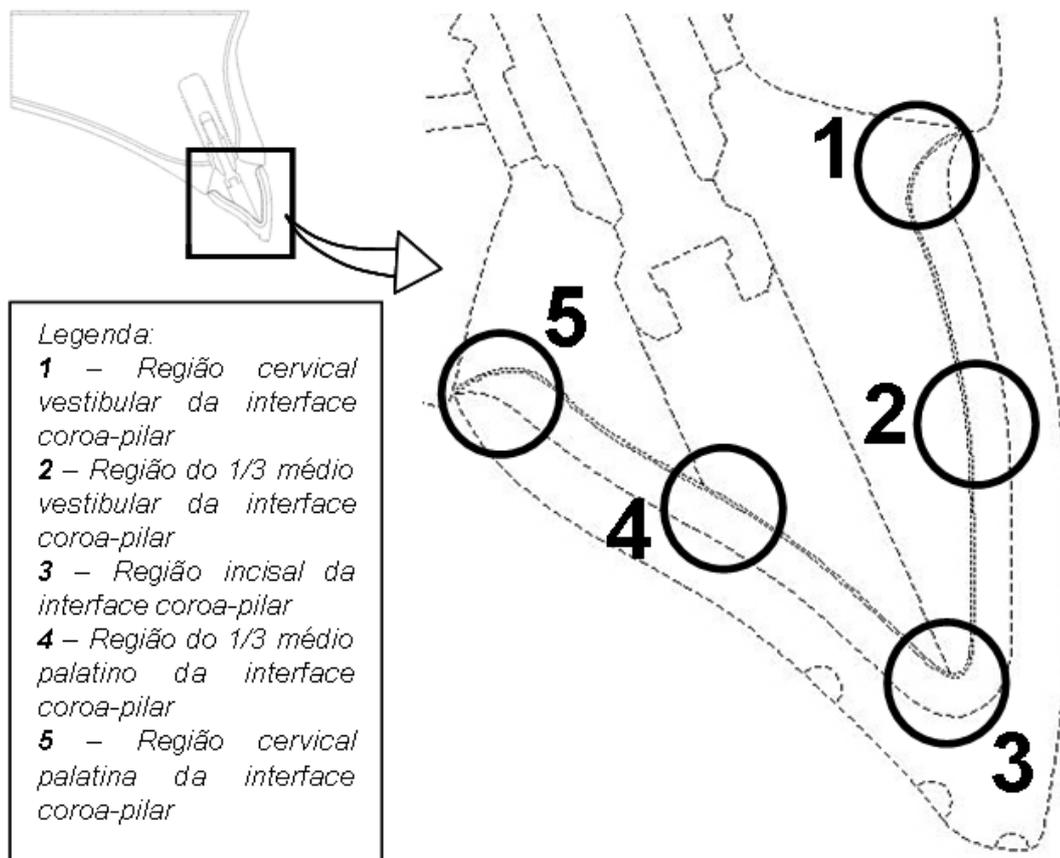


Figura 4 – Diagrama representativo das áreas na interface coroa - pilar protético selecionadas para a análise da distribuição interna das tensões.



Resultados

3.5 Resultados

Os mapas gerais de tensão para cada modelo são mostrados na figura 5, com os respectivos valores de σ_{VM} e σ_{max} apresentados na tabela 3. Observou-se que o valor máximo de σ_{VM} e σ_{max} foi relacionado ao implante, independente do tipo sistema cerâmico utilizado.

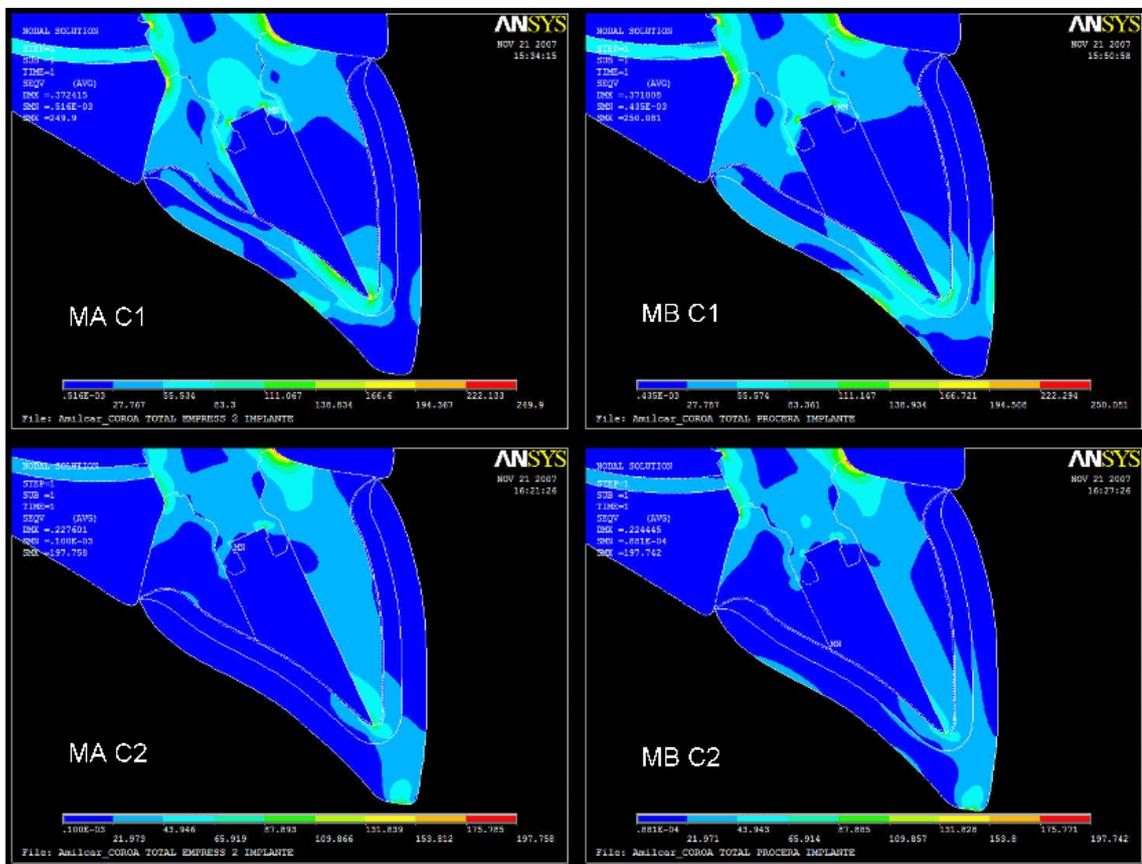


Figura 5 – Mapas gerais de σ_{VM} (MPa) nos modelos A e B sob as duas condições de carregamento adotadas no estudo (C1 e C2).

Tabela 3 – Valores máximos de σ_{\max} (MPa) no mapa geral e os valores de σ_{VM} (MPa) no mapa geral e para cada região (1 a 5).

MODELOS		σ_{\max}	σ_{VM}					
sistema cerâmico	carga	mapa geral	mapa geral	1	2	3	4	5
MA	C1	221.582	249.900	54.269	24.159	196.526	76.817	62.585
	C2	165.817	197.758	36.717	27.182	108.027	16.719	22.942
MB	C1	221.897	250.081	37.980	22.931	146.786	70.240	51.478
	C2	165.788	197.742	29.752	24.316	104.689	17.504	25.056

Dentre as estruturas que compõem a interface de cimentação (coroa total, cimento e pilar cerâmico), independente do tipo de carregamento adotado para análise, os valores máximos de σ_{VM} estiveram associados ao pilar cerâmico ao longo da interface quando utilizado o sistema IPS Empress2 como material restaurador para coroa unitária sobre implante. Já quando utilizado o sistema Procera AllCeram como material restaurador, os valores máximos de σ_{VM} concentraram-se na margem cervical do pilar cerâmico (regiões 1 e 5), ao passo que nas demais regiões constituintes da interface de cimentação estiveram concentradas na coroa total, principalmente no coping cerâmico.

Na Tabela 4 pôde-se observar que nas coroas totais, no cimento e no pilar cerâmico, a maior tensão localizou-se no terço incisal (região 3) para os dois sistemas cerâmicos estudados e sob as duas condições de carregamento. Além disso, C1 proporcionou maior concentração de σ_{VM} em todas as situações simuladas.

Tabela 4 – Valores máximos de σ_{\max} (MPa) no mapa geral e de σ_{VM} (MPa) no mapa geral e para cada região (1 a 5) observados nos mapas individualizados para cada estrutura da interface adesiva.

MODELOS		σ_{\max}		σ_{VM}					
estruturas	sistema cerâmico	carga	mapa geral	mapa geral	1	2	3	4	5
Coroa total	MA	C1	150.046	150.021	18.830	29.323	143.501	67.756	35.294
		C2	86.559	108.713	11.936	26.728	108.027	16.978	14.718
	MB	C1	123.534	162.046	17.862	55.880	146.786	67.568	41.485
		C2	93.126	107.849	14.902	38.109	104.689	17.609	20.452
Cimento	MA	C1	54.417	191.217	20.036	8.778	191.217	18.246	33.306
		C2	20.673	85.317	14.980	11.886	85.317	5.132	17.322
	MB	C1	35.493	118.378	19.298	7.088	118.378	7.299	32.597
		C2	18.980	54.624	14.548	15.979	54.624	2.698	17.475
Pilar cerâmico	MA	C1	200.920	225.025	54.269	42.994	196.526	57.196	58.992
		C2	107.653	192.929	38.336	38.501	105.966	15.083	29.769
	MB	C1	204.202	218.602	38.741	38.742	131.149	11.104	61.947
		C2	116.302	187.784	29.706	33.228	69.245	6.022	30.589

Dentre as regiões adotadas para análise, a região 3 foi a que apresentou a maior concentração de σ_{VM} sob as duas condições de carregamento, estando relacionada à tensão no pilar nos modelos restaurados com o sistema IPS Empress2, ou na própria coroa (coping cerâmico), quando utilizado o sistema Procera AllCeram (Tabelas 3 e 4). Além disso, observou-se que o sistema IPS Empress2 gerou mais tensão do que o sistema Procera AllCeram em todas as regiões, exceto nas regiões 4 e 5 sob C2.

Em relação aos valores de σ_{max} , pôde-se observar que o pilar cerâmico concentrou 25% mais tensão do que a observada nas coroas unitárias para os dois sistemas restauradores e sob carregamento C2. Já sob C1, o sistema Procera proporcionou maior concentração de σ_{max} no pilar do que o sistema IPS Empress2. Em todas as situações, a σ_{max} localizou-se na região cervical palatina do pilar.

Analisando as coroas isoladamente, a σ_{max} esteve relacionada à concavidade palatina para o sistema IPS Empress2, próximo à região 4, e na porção incisal (região 3) para o sistema Procera AllCeram, independente do tipo de carregamento. Em ambas as situações, a σ_{max} esteve sempre relacionada ao coping cerâmico. No cimento resinoso, o sistema IPS Empress2 foi quem gerou maior σ_{max} (região 3).



Discussão

3.6 Discussão

O presente estudo usou a análise por elementos finitos para investigar a influência de dois sistemas cerâmicos na distribuição das tensões na interface de cimentação e em cada uma de suas estruturas integrantes (pilar, cimento e coroa protética), observando que em todas as regiões analisadas, independente do sistema cerâmico, o carregamento palatino (C1) proporcionou maior concentração de σ_{VM} . Alguns estudos prévios reportaram resultados similares (Çiftçi & Canay 2000, Imanishi et al. 2003, Sütpideler et al. 2004). Assim, estes autores também observaram que o carregamento vertical de próteses implantossuportadas transmitiu menor tensão ao pilar em comparação ao carregamento oblíquo ou horizontal. Já Papavasiliou et al. (1996) afirmaram que a tensão nas estruturas de suporte sob cargas oblíquas foi aproximadamente 10 vezes maior do que sob cargas axiais.

Cabe ressaltar que ao utilizar os valores encontrados no presente estudo, uma comparação qualitativa entre os modelos é válida devendo-se, porém, direcionar a análise segundo o critério adotado, ou seja, a análise dos materiais dúcteis como o implante e o parafuso de retenção do pilar deve ser feita seguindo os valores de σ_{VM} , sendo que a análise dos materiais cerâmicos deve ser feita segundo σ_{max} .

Dentre as estruturas integrantes da interface de cimentação, os resultados indicaram que σ_{max} concentrou-se com menor magnitude no cimento em comparação aos demais componentes, como o pilar protético e a coroa total. No entanto, deve-se considerar que a cimentação foi simulada como

ideal, ou seja, com uma linha de cimento com espessura constante, uniforme e com a presença de uma união homogênea ao longo de toda a superfície de cimentação. Sob estas condições, Zarone et al. 2007 afirmam que há uma melhor distribuição das tensões às estruturas de sustentação. Observou-se que sob carregamento incisal (C2), a coroa Procera gerou menor estresse no cimento resinoso (~ 35%) do que a coroa de IPS Empress2 (tabela 4).

Mesmo considerando a cimentação como ideal, observou-se que σ_{\max} esteve associada ao pilares em todos os modelos. Isto se deve provavelmente aos parâmetros de elasticidade inerentes ao material cerâmico zircônia (ZrO_2) utilizado para confecção do pilar protético, que apresenta elevado valor no módulo de elasticidade (E), propiciando uma maior concentração de tensões nesta estrutura.

Além disso, Att et al. (2006) sugeriram que a região cervical do pilar de zircônia representa uma área de maior torque e concentração de tensão causada por efeitos de alavanca. Os autores, ao analisarem em estudo in vitro o modo de fratura de pilares de zircônia após envelhecimento artificial de restaurações unitárias com coroas Procera sobre implante na região anterior, observaram que o modo de fratura iniciou a partir da porção cervical dos pilares nas proximidades com o implante. Este fato apresenta correlação com os valores máximos e localização de σ_{vM} no presente estudo. Observou-se que quando utilizado o sistema Procera AllCeram como material restaurador, os valores máximos de σ_{vM} concentraram-se na margem cervical do pilar cerâmico (regiões 1 e 5).

A relação de um valor elevado de E com uma maior concentração de tensão nas estruturas também explica que os elevados valores de σ_{vM}

observados na região 3 estejam relacionados à tensão no pilar nos modelos com coroas IPS Empress2, ou à tensão na própria coroa, quando utilizado o sistema Procera AllCeram. Isso porque o pilar de zircônia apresenta o valor de E aproximadamente 2 vezes maior em relação ao coping IPS Empress 2 e 1,3 vezes menor em relação ao coping Procera.

No entanto, pôde-se notar que os altos valores de σ_{VM} encontrados na região 3, quando relacionados às coroas Procera, estiveram sempre concentrados no coping cerâmico da coroa total. Isto é favorável sob o aspecto mecânico para que ocorra uma melhor distribuição de tensões nas coroas, uma vez que proporciona o alívio das tensões em estruturas menos resistentes como a cerâmica de cobertura em detrimento de maior tensão em estruturas mais resistentes, como o coping Procera. Isto ocorre porque o coping cerâmico possui maior quantidade de componentes cristalinos que aumentam sua resistência.

Uma observação freqüente em todos os modelos foi o valor máximo de σ_{VM} na porção superficial da cerâmica exatamente nos pontos de aplicação das cargas. Por esta razão, contatos oclusais prematuros devem ser eliminados e uma relação oclusal adequada deve ser estabelecida para uma maior longevidade da restauração (Sevimay et al. 2005).

Çiftçi & Canay (2000) mostraram que restaurações cerâmicas sobre implante absorvem menos as cargas e transmitem maior tensão às estruturas de suporte do que as resinas acrílicas e os compômeros, pois apresentam um maior módulo de elasticidade. Assim como no presente estudo, os autores observaram valores máximos de tensão produzidos pela porcelana no lado lingual do modelo, alcançando valores limites de resistência do osso cortical.

Observou-se que a coroa Procera, principalmente o coping Procera sob C1, promoveu uma maior σ_{VM} na própria estrutura do que a coroa de IPS Empress2 (tabela 3, região 3). Isto ocorreu devido ao maior valor de E do Procera AllCeram. Contudo, a variação de σ_{VM} foi pequena. Considerando que o presente estudo trata-se de uma análise linear em que todas as estruturas estão intimamente ligadas, as estruturas adjacentes à coroa Procera apresentaram um menor nível de tensão (σ_{VM}) em relação àquelas adjacentes à coroa de IPS Empress2. Por outro lado, sob C2, a coroa de IPS Empress2 concentrou maior σ_{VM} do que a coroa Procera na região 3. No entanto, no cimento e no pilar adjacentes à coroa Procera, os níveis de σ_{VM} foram igualmente menores. Este fato evidencia que em estudos linearmente elásticos, o valor de E não influencia tanto na distribuição de tensões proporcionalmente à diferença dos valores de E entre diferentes materiais.

Baseado no exposto, sugere-se que a opção de escolha por um sistema cerâmico como material de revestimento para coroa unitária sobre implante é responsável pela produção de tensão nas estruturas integrantes da interface de cimentação de forma distinta, podendo sobrecarregar determinadas regiões em detrimento de outras; e que sistemas restauradores com baixo módulo de elasticidade podem apresentar maior risco de falha que sistemas com alto módulo de elasticidade quando cimentados sob pilares com alto módulo de elasticidade.



Conclusões

3.7 Conclusões

- Sistemas cerâmicos com menor módulo de elasticidade (sistema IPS Empress 2) em comparação com sistemas cerâmicos com maior módulo de elasticidade (sistema Procera AllCeram) proporcionam maiores valores tensão ao longo da interface coroa-cimento-pilar quando cimentados sobre pilares protéticos com alto módulo de elasticidade

- As regiões cervicais vestibular e palatina apresentaram elevada concentração de tensão (σ_{VM} e σ_{max}), independente do material restaurador.

SUPORTE FINANCEIRO:

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)

Processo 2006/02336-2



Referências

3.8 Referências

Albakry, M.; Guazzato, M.; Swain, M. V. (2003) Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 89: 374-380.

Att, W.; Kurun, S.; Gerds, T.; Strub, J. R. (2006) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 95: 111-116.

Att, W.; Kurun, S.; Gerds, T.; Strub, J. R. (2006) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation* 33: 380-386.

Ausiello, P.; Apicella, A.; Davidson, C. L. (2002) Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Dental Materials* 18: 295-303.

Brunski J. (1988) Biomaterials and biomechanics in dental implant designs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 3: 85-97.

Chun, H. J.; Shin, H. S.; Han, C. H.; Lee, S. H. (2006) Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions

using finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21: 195-202.

Çiftçi, Y.; Canay, S. (2000) Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *International Journal of Prosthodontics* 14: 406-411.

Drummond, J. L.; King, T. J.; Bapna, M. S.; Koperski, R. D. (2000) Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials* 16: 226-233.

Farah, J. W.; Craig, R. G.; Merqueh, K. A. (1988) Finite element analysis of a mandibular model. *Journal of Oral Rehabilitation* 15: 615-624.

Fischer, H.; Dautzenberg, G.; Marx, R. (2001) Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dental Materials* 17: 289-295.

Imanishi, A.; Nakamura, T.; Ohyama, T.; Nakamura, T. (2003) 3-D finite element analysis of all-ceramic posterior crows. *Journal of Oral Rehabilitation* 30: 818-822.

Juodzbaly, G.; Kubilius, R.; Eidukynas, V.; Raustia, A. M. (2005) Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dentistry* 14: 166-175.

Kim, B.; Zhang, Y.; Pines, M.; Thompson, V. P. (2007) Fracture of porcelain - veneered structures in fatigue. *Journal of Dental Research* 86: 42-46.

Ko, C. C.; Chu, C. S.; Chung, K. H.; Lee, M. C. (1992) Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 68: 421-427.

Kunavisarut, C.; Lang, L. A.; Stoner, B. R. (2002) Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *Journal of Prosthodontics* 11: 30-40.

Magne, P.; Kwon, J. R.; Belser, U. C.; Hodges, J. S.; Douglas, W. H. (1999) Crack propensity of porcelain laminate veneers: a simulated operatory evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry* 81: 327-334.

May, K. B.; Russell, M. N.; Razzoog, M. E.; Lang, B. R. (1998) Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *Journal of Prosthetic Dentistry* 80: 394-404.

Odén, A.; Andersson, M.; Ondracek, I. K.; Magnusson, D. (1998) Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 80: 450-456.

Oh, W., Anusavice, K. J. (2002) Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 87: 536-542.

Papavasiliou, G.; Kamposiora, P.; Bayne, S. C.; Felton, D. A. (1996) Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 633-640.

Rizkalla, A. S.; Jones, D. W. (2004) Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental Materials* 20: 207-212.

Rocha, E. P.; Luersen, M. A.; Pellizzer, E. P.; Del Bel Cury, A. A. (2003) Distal-extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. Study by finite element method. *Journal of Dental Research* 82: B254-B254.

Saab, X. E.; Griggs, J. A.; Powers, J. M.; Engelmeier, R. L. (2007) Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 85-92.

Sertgoz, A.; Gunever, S. (1996) Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 165-169.

Sevimay, M.; Usumez, A.; Eskitascioglu, G. (2005) The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 73: 140-147.

Sicher, H.; Dubrul, E. L. (1988) Oral Anatomy. 8th ed. St Louis: Ishiyaku Euroamerica.

Stegaroiu, R.; Kusakari, H.; Nishiyama, S.; Miyakawa, O. (1998) Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13: 781-790.

Sütpideler, M.; Eckert, S. E.; Zobitz, M.; An, K. N. (2004) Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19: 819-825.

Tinschert, J.; Zvez, D.; Marx, R.; Anusavice, K. J. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry* 28: 529-535.

Tortopidis, D.; Lyons, M. F.; Baxendale, R. H.; Gilmour, W. H. (1998) The variability of bite force measurement between sessions in different positions within the dental arch. *Journal of Oral Rehabilitation* 25: 681-686.

Tripodakis, A. P. D.; Strub, J. R.; Kappert, H. F.; Witkowski, S. (1995) Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *International Journal of Prosthodontics* 8: 265-272.

Troedson, M.; Dérand, T. (1999) Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 82: 518-524.

Tunc, E. P. (2007) Finite element analysis of heat generation from different light-polymerization sources during cementation of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 368-374.

Wagner, W. C.; Chu, T. M. (1996) Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 140-144.

Wang, T. M.; Leu, L. J.; Wang, J.; Lin, L. D. (2002) Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17: 231-237.

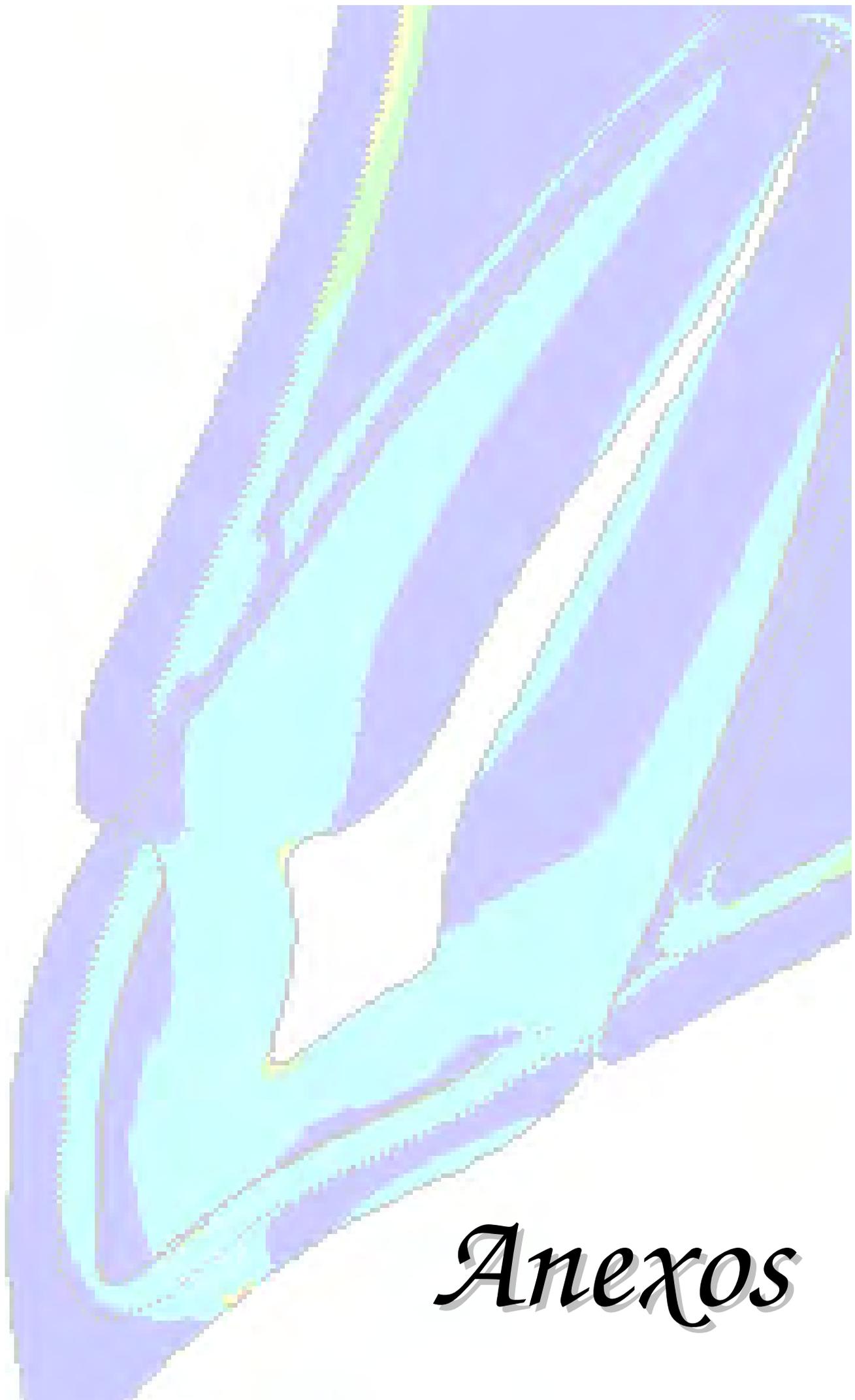
Wang, F.; Lee, H. P.; Lu, C. (2007) Thermal-mechanical study of functionally graded dental implants with the finite element method. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 80: 146-158.

Williamson, L. J. R.; Fotos, P. G.; Goel, V. K.; Spivey, J. D.; Rivera, E. M.; Khera, S. C. (1995) A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *Journal of Endodontics* 21: 362-367.

Yaman, S. D.; Alaçam, T.; Yaman, Y. (1998) Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *Journal of Endodontics* 24: 107-111.

Zarone, F.; Sorrentino, R.; Apicella, D.; Valentino, B.; Ferrari, M.; Aversa, R. et al. (2006) Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite element analysis. *Dental Materials* 22: 1035-1044.

Zarone, F.; Sorrentino, R.; Trainic, T.; Di Iorio, D.; Caputo, S. (2007) Fracture resistance of implant supported screw versus cement retained porcelain fused to metal single crowns sem fractographic analysis. *Dental Materials* 23:296-301.



Anexos



Анехо А

4.1 Anexo A

Normas da revista “*Journal of Biomedical Materials Research, Part A*” selecionada para publicação do artigo do Capítulo 1 (Influência do carregamento na distribuição das tensões e nos deslocamentos quando da representação heterogênea do ligamento periodontal em um incisivo central maxilar).

Instructions to Authors

Journal of Biomedical Materials Research Part A

Information for Contributors

Aims and Scope

The Journal of Biomedical Materials Research Part A is an international, interdisciplinary, English-language publication of original contributions concerning studies of the preparation, performance, and evaluation of biomaterials; the chemical, physical, toxicological, and mechanical behavior of materials in physiological environments; and the response of blood and tissues to biomaterials. The Journal publishes peer-reviewed articles on all relevant biomaterial topics including the science and technology of alloys, polymers, ceramics, and reprocessed animal and human tissues in surgery, dentistry, artificial organs, and other medical devices. The Journal also publishes articles in interdisciplinary areas such as tissue engineering and controlled release technology where biomaterials play a significant role in the performance of the medical device.

The Journal of Biomedical Materials Research is the official journal of the Society for Biomaterials (USA), the Japanese Society for Biomaterials, the Australasian Society for Biomaterials, and the Korean Society for Biomaterials.

Articles are welcomed from all scientists. Membership in the Society for Biomaterials is not a prerequisite for submission.

Online Submission and Peer Review

In taking a step toward expediting the publication process, Journal of Biomedical Materials Research Part A is pleased to offer web-based submission and peer review.

To submit your manuscript online please:

Log on to <http://mc.manuscriptcentral.com/jbmr-a>. If you have not already done so, create an account for yourself in the system by clicking on the "Create an Account" button. To monitor the progress of your manuscript throughout the review process, just login periodically and check your Author Center. Please be sure to study the Instructions and Forms given at the site carefully, and then let the system guide you through the submission process. Online help is available to you at all times during the process. You are also able to exit/re-enter at any stage before finally "submitting" your work. All submissions are kept strictly confidential. If you have any questions, do not hesitate to contact us at jbmra@wiley.com.

To ensure the most rapid review process for submitted manuscripts, it is now a requirement for authors to suggest at least 4 possible reviewers for their paper with complete contact information, including name, affiliation, and email address.

All correspondence should be sent to the Journal Administration Office, Attn: Ms. Lisa Brodsky, Assistant Managing Editor, Journal of Biomedical Materials Research Editorial Office, c/o John Wiley & Sons, Inc., 111 River Street (MS 8-02), Hoboken, NJ 07030-5774.

Authors in Japan please note: Wiley-Japan can provide authors in Japan with a list of recommended services to check and improve the English in their papers BEFORE SUBMISSION. Please contact Masayo Kobayashi in the Wiley-Japan office by Fax: 81 3 3556 9763 or e-mail: editorial@wiley.co.jp for more information.

Copyright Transfer Agreement/Permissions: No article can be published unless accompanied by a signed copyright transfer agreement, which serves as a transfer of copyright from author to publisher. A copy of the agreement, executed and signed by the author, is now required with each manuscript submission. (If the article is a “work made for hire,” the agreement must be signed by the employer.) A copyright transfer agreement (CTA) will be attached to the decision letter when a paper is accepted. You may also locate the CTA at <http://www3.interscience.wiley.com/homepages/30728/nscta.pdf> Only original papers will be accepted and copyright in published papers will be vested in the publisher. It is the author’s responsibility to obtain written permission to reproduce material that has appeared in another publication.

Use of Animals: When animals are used in the research reported, the authors must state: "NIH guidelines (or for non-U.S. residents similar national regulations) for the care and use of laboratory animals (NIH Publication #85-23 Rev. 1985) have been observed." In studies involving human subjects, the authors must include; "all subjects enrolled in this research have responded to an Informed Consent which has been approved by my Institutional Committee on Human Research and that this protocol has been found acceptable by them." The dates of approval by the Committee and the ethical guidelines followed should be made a part of the Methods section.

Conflict of Interest. JBMR has adopted a policy that requires authors to make a statement concerning potential conflict of interest relating to their submitted articles. They must select one of the following applicable statements as indicated by superscript following the title of their manuscripts.

1. The author, or one or more of the authors, has received or will receive remuneration or other prerequisites for personal or professional use from a commercial or industrial agent in direct or indirect relationship to their authorship.
2. The benefits accruing to the author or authors from a commercial or industrial party will be applied to a research fund, nonprofit institution or other organization with which the author(s) are associated.
3. No benefit of any kind will be received either directly or indirectly by the author(s).
4. The author(s) choose not to respond to any of the above listed statements.

Instructions for Manuscript Preparation

Manuscript: For optimal production, prepare manuscript text in size 12 font on 8-1/2 x 11 inch page, double-spaced, with at least 1-inch margins on all sides. Text files should be formatted as .doc or .rtf files. **Please note: This journal does not accept Microsoft WORD 2007 documents at this time. Please use WORD's "Save As" option to save your document as an older (.doc) file type.** Refrain from complex formatting; the Publisher will style your manuscript according to the Journal design specifications. Do not use desktop publishing software such as PageMaker or Quark Xpress or other software such as Latex. If you prepared your manuscript with one of these programs, export the text to a word processing format. Please make sure your word processing programs "fast save" feature is turned off. Please do not deliver files that contain hidden text: for example, do not use your word processor's automated features to create footnotes or reference lists.

Please be sure to submit your illustrations and tables as separate files; the system will automatically create a pdf file of your paper for the reviewers.

Title Page: The name(s) and affiliation of the author(s) should appear only on a separate title page. Please do not mark any other parts of the manuscript with name(s) and affiliation(s) of author(s). Use only a short title on the following

pages of the manuscript. Author(s) name(s) should not be used. The paper should be subdivided into the expected classical sections and, if necessary, subsections. Manuscripts including references (but not figures or tables) should be no longer than 18 pages.

Abstract: A short synopsis (200 words or less) is required for all papers. This synopsis should be carefully prepared, for it is the source of most abstracts. The synopsis should be a summary of the entire paper, not the conclusions alone, and should precede the main body of the paper.

Keywords: The author is requested to supply, below the synopsis, a list of five keywords or phrases that most clearly typify the outstanding points made in the manuscript.

References:

Wiley's Journal Styles Are Now in EndNote. EndNote is a software product that we recommend to our journal authors to help simplify and streamline the research process. Using EndNote's bibliographic management tools, you can search bibliographic databases, build and organize your reference collection, and then instantly output your bibliography in any Wiley journal style.

To download the reference style for this Journal or to purchase a copy of EndNote, go to the following URL: www.interscience.wiley.com/jendnotes. For technical support using EndNote, contact endnote@isiresearchsoft.com, or visit www.endnote.com/support.

All references should be numbered consecutively in order of appearance and should be as complete as possible. Sample references follow:

1. King VM, Armstrong DM, Apps R, Trott JR. Numerical aspects of pontine, lateral reticular, and inferior olivary projections to two paravermal cortical zones of the cat cerebellum. *J Comp Neurol* 1998;390:537-551.
2. Voet D, Voet JG. *Biochemistry*. New York: John Wiley & Sons; 1990. 1223 p.
3. Gilmore ML, Rouse ST, Heilman CJ, Nash NR, Levey AI. Receptor fusion proteins and analysis. In: Ariano MA, editor. *Receptor localization*. New York:

Wiley-Liss; 1998. p 75-90. Please note that journal title abbreviations should conform to the practices of Chemical Abstracts.

Figure Legends: Please supply complete captions for all figures. Captions are to appear on a separate page at the end of the manuscript. **Symbols and Equations:** Authors are cautioned to type, wherever possible, all mathematical and chemical symbols, equations, and formulas and to identify in the margin all Greek or unusual symbols the first time they are used (e.g., k , K , α , x , β). Underline all vector quantities with a wavy line. Use fractional exponents to avoid root signs. When mentioning a material, chemical reagent, instrument or other product, use the generic name only. If further identification (proprietary name, manufacturer's name and address) is required, list it as a footnote.

Tables: Please save Tables separately and supply numbers and titles for all. All table columns should have an explanatory heading. Tables should be submitted as doc or rtf files (it is preferred that tables are prepared using Word's table edit tool).

Illustrations: When preparing digital art, please consider:

Resolution: The minimum requirements for resolution are: 1200 DPI/PPI for black and white images, such as line drawings or graphs. 300 DPI/PPI for picture-only photographs 600 DPI/PPI for photographs containing pictures and line elements, i.e., text labels, thin lines, arrows.

These resolutions refer to the output size of the file; if you anticipate that your images will be enlarged or reduced, resolutions should be adjusted accordingly.

Formats:

For the editorial review process, GIF and JPEG files are acceptable; upon submission of a revision, TIFF or EPS files will be required. For the editorial review process, color images may be submitted in RGB color; upon revision, CMYK color will be required. Delivery of production-quality files early in the

review process may facilitate smooth and rapid publication once a manuscript has been accepted.

Note that these file formats are not acceptable for printing: JPG, GIF, ONG, PCX, PNG, XBM, Word, and Excel. We recommend creating your graphics in Photoshop, Illustrator, or Freehand and importing them into your page applications as TIFFs with all fonts included. Do not scan figures as JPEGs and convert to TIFFs. For further guidance on preparing digital figure files, authors are encouraged to visit

<http://cjs.cadmus.com/da/applications.asp>.

To ensure that your digital graphics are suitable for print purposes, please go to RapidInspector™ at <http://rapidinspector.cadmus.com/zwi/index.jsp>. This free, stand-alone software application will help you to inspect and verify illustrations right on your computer.

A legend must be provided for each illustration and must define all abbreviations used therein. Legends should be placed at the end of the manuscript text file.

Color Illustrations: Color figures are generally printed in the Journal at the author's expense. The publisher will provide cost estimates prior to printing. A limited number of color figures that are of critical importance and that significantly enhance the presentation will be considered for publication at the publisher's expense subject to editorial recommendation. Final decision on publication of color figures will be at the discretion of the Editor. All color figures will be reproduced in full color in the online edition of the journal at no cost to authors. For best reproduction, bright, clear colors should be used. Dark colors against a dark background do not reproduce well; please place your color images against a white background wherever possible.

Author Alterations or Revisions. It is absolutely necessary to limit alterations to factual and typographical errors. Authors will be charged for revisions, and publication of their work will be delayed. In order to expedite the publication and online posting of articles in Wiley InterScience, JBMR sends page proofs (and

paperwork, such as reprint order forms) in pdf format via e-mail to the corresponding author's e-mail address. Please follow the instructions in the e-mail; contact names and numbers are given for questions, problems, or if an author wishes to receive a paper proof.

Reprints: A reprint order form is sent with author's proofs. The form is to be returned, prepaid, with corrected proofs. Reprints are mailed approx. 6-8 weeks post publication. Society For Biomaterials members receive a 25% discount on offprint orders placed prior to publication of their Contributions.



Anexo B

4.2 Anexo B

Normas da revista “*Journal of Prosthetic Dentistry*” selecionada para publicação do artigo do Capítulo 2 (Análise de elementos finitos da distribuição de tensão em restaurações cerâmicas sobre dente natural. Sistemas IPS Empress X Procera.).

2006 Guidelines for Preparing Manuscripts for *The Journal of Prosthetic Dentistry*

Submission Guidelines

We are pleased that you are interested in writing an article for *The Journal of Prosthetic Dentistry*. In publishing, as in dentistry, precise procedures are essential. Your attention to and compliance with the following policies, will help ensure the timely processing of your submission.

Length of Manuscripts

Manuscript length depends on manuscript type. In general, research and clinical science articles should not exceed 10 to 12 double-spaced, typed pages (excluding references, legends, and tables). Clinical Reports and Technique articles should not exceed 4 to 5 pages, and Tips articles should not exceed 1 to 2 pages. The length of literature reviews is variable.

Number of Authors

The number of authors is limited to 4; the inclusion of more than 4 *must be justified* in the letter of submission. (Each author's contribution must be listed.) Otherwise, contributing authors in excess of 4 will be listed after the references.

Formatting

All submissions must be typed and double-spaced. Print on only 1 side of the paper. Paper dimensions should be 8.5 x 11 inches with 1-inch margins on all sides.

Hard Copy and Electronic Files

Please submit 2 hard copies of the manuscript *and* an electronic file of the text and tables on a IBM formatted **3.5-inch floppy disk, Zip disk or CD**. Microsoft Word is the preferred word processing program. (MAC formatting is not acceptable.) *Without an electronic copy of the text and tables, we cannot submit the manuscript to our review process.* If photographic prints accompany the text, **2 sets of color** and **1 set of black and white** should be submitted. (Even if you send slides, we still need hard copy glossy prints.) If electronic image files are submitted, they must be accompanied by a digital proof (**see pages 11-12** for more information). We do not accept figures on a disk or CD alone.

Copyright Transfer

In accordance with the Copyright Act of 1976, all manuscripts must be accompanied by the following statement signed by *EACH* author individually. (Two authors, two statements, four authors, four statements.) If a manuscript number has been assigned, it should be added at the bottom.

Checklist for Initial Submission

- Letter of submission
- Copyright transfer statement for each author. Name printed, then signed.
- Conflict of interest and financial disclaimer statement, if applicable
- Permission to reproduce previously published material, if applicable
- Informed consent for patient photographs, if applicable

- Disk or CD containing electronic files of manuscript contents (we are not MAC compatible)
- **Three** copies of illustrations or electronic image files with digital proof
- **Two** copies of typed, double-spaced manuscript, all of which should include
 - Title page with proper information on all authors
 - Abstract
 - Article proper
 - References
 - Tables
 - Legends for illustrations

Submission Address

Send all manuscripts and/or make inquiries to:

Dr. Carol A. Lefebvre, Editor
or Catherine A. Prysiazny, Editorial Manager

The Journal of Prosthetic Dentistry

Medical College of Georgia

1120 15th St.

School of Dentistry AD 2943

Augusta, GA 30912-1255

Phone: (706) 721-4558

Fax: (706) 721-4571

E-mail: jpd@mcg.edu

Formatting Instructions

FIRST PAGE ARRANGEMENT –TITLE PAGE (example provided on following page)

- Title: The title should define the study's scope, content, and clinical significance. Capitalize only the first letter of the first word. Do not

underline the title. Abbreviations or trade names should not be used in the title.

- Authors: Directly under the title, type the names and degrees of the authors. List *academic degrees only*. No fellowship designations, please.
- Institution(s): Directly under the authors' names, type their individual institutional affiliations and the cities, states, and countries (if not the United States) in which these institutions are located. If necessary, provide the *English translation* of the name of the institution. Do not underline. If the authors are not affiliated with an institution, please list the city, state, and country (if not the United States) in which the authors live.
- Presentation/support information and titles: If the research was presented before an organized group, type the name of the organization and the location and date of the meeting. If the work was supported by a grant or any other kind of funding, supply the name of the supporting organization and the grant number. List the academic titles (e.g., Assistant Professor) and departmental affiliations of all authors.
- Contact information: List the mailing address, business telephone, fax number, and e-mail address of the author who will receive correspondence and reprint requests.

ABSTRACT

- The abstract must be typed on a page separate from the main text.
- The abstract should include no abbreviations.

MAIN TEXT

Headings

- Headings should contribute to the clarity of the article and appear in appropriate places to indicate a shift from one section to another (eg, Discussion to Conclusions).
- The use of subheadings may be appropriate in the Material and Methods section but is generally discouraged in the Results and Discussion.

- All headings should be typed flush with the left margin. Main headings (eg, MATERIAL AND METHODS) should be in capital letters; subheadings (eg, Specimen preparation) should be in lowercase letters.

Identification of product and manufacturing information

- Refer to products in generic terms. Immediately following the term, provide the following information in parentheses: product name and manufacturer's name, city, state, and country (if not the United States). For example: "The impressions were poured in type IV stone (Denstone; Heraeus Kulzer, South Bend, Ind.) and related to each other with a fast-setting vinyl polysiloxane occlusal registration material (Correct VPS Bite Registration; Jeneric/Pentron Inc, Wallingford, Conn.)." If the same manufacturer is cited multiple times, the city and state/country are required only in the first citation.
- Use generic drug names; trade names may be listed in parentheses at the point of first mention.

Personal communications

- Do not list a personal communication in the References. Instead, provide the following information in the text in parentheses: the name of the person with whom you communicated, his/her highest academic degree, whether the communication was oral or written, and the date of the communication.

Abbreviations

- If abbreviations are used, provide the expanded form upon first mention and abbreviate thereafter [eg, fixed partial denture (FPD)].

REFERENCES

Acceptable references and their placement

- Most, if not all, references should first be cited in the Introduction and/or Material and Methods section. Only those references that have been

previously cited or that relate directly to the outcomes of the present study may be cited in the Discussion.

- Only peer-reviewed, published material may be cited as a reference. Manuscripts in preparation, manuscripts submitted for consideration, and unpublished theses are not acceptable references.
- Abstracts are considered unpublished observations and are not allowed as references unless full follow-up studies were completed and published.
- References to foreign language publications should be kept to a minimum (no more than 3). **They are permitted only when the original article has been translated into English.** The translated title should be cited and the original language noted in brackets at the end of the citation.
- Textbook references should be kept to a minimum, as textbooks often reflect the opinions of their authors and/or editors. The most recent editions of textbooks should be used. Evidence-based journal citations are preferred.

Reference formatting

- References must be identified in the body of the article with superscript Arabic numerals.
- The complete reference list, double-spaced and in numerical order, should follow the Conclusions section but start on a separate page. Only references cited in the text should appear in the reference list.
- Reference formatting should conform to Vancouver style as set forth in “Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals” (Ann Intern Med 1997;126:36-47).
- List up to six authors. If there are seven or more, after the sixth author’s name, add *et al.*
- Abbreviate journal names per the Cumulative Index Medicus. A complete list of standard abbreviations is available through the PubMed website: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>
- Format for journal articles: Supply the last names and initials of all authors; the title of the article; the journal name; and the year, volume,

and page numbers of publication. Do not use italics, bold, or underlining for any part of the reference. Put a period after the initials of the last author, after the article title, and at the end of the reference. Put a semi-colon after the year of publication and a colon after the volume. *Issue numbers are not used in Vancouver style.*

Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Uses of acrylic resin. J Prosthet Dent 1985;53:120-9.

- Format for books: The most current edition must be cited. Supply the names and initials of all authors/editors, the title of the book, the city of publication, the publisher, the year of publication, and the inclusive page numbers consulted. Do not use italics, bold, or underlining for any part of the reference.

Zarb GA, Carlsson GE, Bolender CL. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 11th ed. St. Louis: Mosby; 1997. p. 112-23.

References cannot be submitted in Endnotes.

TABLES

- Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate the text.
- Provide all tables at the end of the manuscript, after the figure legends (if present) or reference list. There should be only one table to a page. Omit internal horizontal and vertical lines.
- Do not list tables in parts (eg, Table Ia, Ib, etc.). Each should have its own number. Number the tables in the order in which they are mentioned in the text.
- Supply a concise legend that describes the content of the table. Create descriptive column and row headings. Within columns, align data such

that decimal points may be traced in a straight line. Use decimal points, not commas, to mark places past the integer (eg, 3.5 rather than 3,5).

- In a footnote, define any abbreviations used in a table.
- If a table (or any data within it) was published previously, give full credit to the original source in a footnote to the table. If necessary, obtain permission to reprint from the author/publisher.

ILLUSTRATIONS

Please see section below for information on electronic submission of figures.

- Submit 3 good quality, *unmounted* glossy prints of illustrations: all black and white or, if color contributes to the value of the manuscript, 2 sets of color and 1 set of black and white. *The editors and reviewers have final authority to determine whether illustrations will be reproduced in color.*
- We do not accept slides.
- Submitted prints should be of standard size, 4 x 6 inches or 5 x 7 inches. Either horizontally or vertically oriented illustrations are preferred; a mixture of the two orientations may affect the quality of the final layout.
- Line drawings, charts, and graphs must be submitted as professionally processed glossy prints. Labeling and lettering must also be of professional quality. Reproductions can be no better than the quality of the originals.
- If photomicrographs are submitted, the units of measurement should be indicated on the figure with a bar scale.
- Number the illustrations, which should be referred to as “figures,” in order of their mention in the text. Do not write directly on the back of the illustration, as ink may smudge stacked illustrations and pen and/or pencil pressure may cause writing to show through the emulsion. **Adhere a label to the back of each illustration** that indicates its number, and add an arrow to indicate the *top* of the illustration. Do not write the name of any author on any illustration or label. Do not use scotch tape on the

illustrations or glue them to paper. Do not put the word 'figure' or number the front side and dates should not appear in red (or any other color).

- When packaging illustrations for the mail, do not use paper clips or any other objects that might scratch or mar the surface of the illustrations.
- In the article, clearly reference each illustration by including its number in parentheses at the end of the appropriate sentence, before closing punctuation. For example: "The sutures were removed after 3 weeks (Fig. 4)."
- Legends must be provided for all illustrations; the legends page should follow the reference list.

ELECTRONIC IMAGE SUBMISSION

Submitting your illustrations in electronic format allows more accurate and higher quality reproduction of your work. The following guidelines must be carefully followed.

File Type

Electronic files should be submitted as TIFF, EPS, or PDF files. Figures should not be submitted as JPEG, Microsoft Word, Corel Draw, Harvard Graphics, PowerPoint, or other presentation software format.

Color images should be in CMYK (Cyan/Magenta/Yellow/Black) color format (colorspace) as opposed to RGB (Red/Green/Blue) color format.

The figures should be submitted to the Journal on a CD-ROM.

File Dimensions and Size

The figure dimensions must be a minimum of 4 × 6 inches.

The figures must be oriented correctly when submitted.

Figures should be size-matched (the same physical size), unless the image type prohibits the size-matching of the figure to other figures within the manuscript, as in the case of panoramic or periapical radiographs, SEM images, graphs. Do not “label” the faces of the figures with letters or numbers to indicate the order in which the figures should appear, as such labels will be inserted during the publication process.

Clinical figures should be color balanced.

The figures should be of professional quality and high resolution. The following guidelines with respect to resolution must be followed:

- Color and black-and-white photographs should be created and saved at a minimum of 300 dots per inch (dpi). (Note: A 4 × 6-inch image at a resolution of 300 dpi will be approximately 6 megabytes, in terms of file size.)
- Line art should be created and saved as 1200 dpi.
- Combination artwork (an illustration containing both line art and photograph) should be created and saved as 600 to 1000 dpi.
- All images must be easily readable and have good contrast. Clarity and quality should be uniform among the parts of a multipart figure, and among all of the figures within a manuscript.
- A uniform background, preferably of a nontextured, medium blue, should be provided for color figures when possible.

Line art and combination artwork is best created and saved in EPS (Encapsulated PostScript) format. Color and black-and-white photographs are best created and saved as TIFF images (Tagged Image File Format). If a key to an illustration requires artwork (screen lines, dots, unusual symbols), it should be incorporated into the drawing instead of included in the typed legend. All

symbols should be done professionally, be visible against the background, and be of legible proportion should the illustration be reduced for publication. Text appearing within the figures should be in Times New Roman font. The text should be sized to be easily read if the figure is reduced in size when reproduced in the Journal. It is recommended that text no smaller than 10 point be used. Lettering should be in proportion to the drawing, graph, or photograph. A consistent font size should be used throughout each figure, and for all figures, to ensure readability and a professional appearance. Please note: Titles and legends should not appear within the figure file, but should be provided in the manuscript text (see Figure Legends, below).

All microscopic photographs must have a measurement bar and unit of measurement on the image.

Color illustrations may be submitted when their use considerably enhances the value of the manuscript. **The Editor has final authority to determine whether color illustrations provide the most effective presentation.** Generally, a maximum of 8 figures will be accepted for clinical report and dental technique articles, and 2 figures will be accepted for tips from our reader articles. However, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

File Naming

Each figure must be numbered according to its position in the text (Figure 1, Figure 2, and so on), using Arabic numerals. The electronic image files must be named so that the figure number and format can be easily identified. For example, a Figure 1 in TIFF format should be named fig1.tif. Multipart figures must be clearly identifiable by the file names: fig1A.tif, fig1B.tif, fig1C.tif, etc.

Figure Legends

The figure legends should appear within the text of the manuscript, on a separate page following the references and tables, and should appear under the heading “LEGENDS”.

If an illustration is taken from previously published material, the legend must give full credit to the source (see Permissions).

Authors are obligated to disclose whether illustrations have been modified in any way.

Graphs

The fill for bar graphs should be distinctive and solid; shading and patterns should be avoided. Thick, solid lines should be used, and bold, solid lettering. Times New Roman font is preferred. Place lettering on white background and avoid reverse type (white lettering on a dark background).

The Journal reserves the right to standardize the format of graphs and tables.

Tables

Tables should be self-explanatory and numbered in Roman numerals according to their sequence in the text. A brief legend should be provided. The tables should be submitted in Microsoft Word, WordPerfect, or RTF format. Microsoft Word is preferred. If a table has been prepared in Excel, it should be inserted into one of the abovementioned formats prior to submission.

PERMISSIONS

- All quoted material must be clearly marked as such with quotation marks and a reference number. If more than 5 lines are quoted, a letter of

permission must be obtained from the author and publisher of the quoted material.

- If quotations are more than 1 paragraph in length, use open quotation marks at the beginning of each paragraph and a closed quotation mark the end of the final paragraph only.
- Type all quoted material exactly as it appears in the original source, with no changes in spelling or punctuation. Indicate material omitted from a quotation with ellipses (3 dots for material omitted from within a sentence, 4 dots for material omitted after the end of a sentence.)
- If any submitted photos include the eyes of a patient, the patient must sign a consent form authorizing use of his/her photo in the *Journal*. If such permission is not obtained, the eyes will be blocked with black bars at publication.
- Illustrations that are reprinted or borrowed from other published articles/books cannot be used without the permission of the original author and publisher. The manuscript author must secure this permission and submit it for review. In the illustration legend, provide the full citation for the original source in parentheses

INTEREST IN COMMERCIAL COMPANIES AND/OR PRODUCTS

- Authors may not directly or indirectly advertise equipment, instruments, or products in which they have a personal investment.
- Statements and opinions expressed in the manuscripts are those of the authors and not necessarily those of the editors or publisher. The editors and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editors nor the publisher guarantee, warrant, or endorse any product or service advertised in the *Journal*; neither the editors nor the publisher guarantee any claim made by the manufacturer of said product or service.
- Authors must disclose any financial interest they may have in products mentioned in an article. This disclosure should be typed after the Conclusions section.



Anexo C

4.3 Anexo C

Normas da revista (Influência do módulo de elasticidade do material restaurador nas tensões quando do uso de pilar zircônia em coroas unitárias sobre implante) selecionada para publicação do artigo do Capítulo 3 (Análise por elementos finitos do sistema cerâmico - IPS Empress2 e Procera AllCeram - na distribuição das tensões na interface pilar-coroa cimentada sobre implante).

Clinical Oral Implants Research

[Official publication of the European Association for Osseointegration](#)

Edited by:

Niklaus P. Lang

Print ISSN: 0905-7161

Online ISSN: 1600-0501

Frequency: Bi-monthly

Current Volume: 18 / 2007

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2006: 5/49 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine); 9/42 (Engineering, Biomedical)

Impact Factor: 2.497

1. GENERAL

Clinical Oral Implants Research conveys scientific progress in the field of implant dentistry and its related areas to clinicians, teachers and researchers concerned with the application of this information for the benefit of patients in

need of oral implants. The journal addresses itself to clinicians, general practitioners, periodontists, oral and maxillofacial surgeons and prosthodontists, as well as to teachers, academicians and scholars involved in the education of professionals and in the scientific promotion of the field of implant dentistry.

Clinical Oral Implants Research publishes:

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stomatognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts.

Case reports and case series only if they provide or document new fundamental knowledge.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Oral Implants Research*. Authors are encouraged to visit [Blackwell Publishing Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Clinical Oral Implants Research adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

Authors submitting a paper do so on the understanding that the manuscript have been read and approved by all authors and that all authors agree to the submission of the manuscript to the Journal.

Clinical Oral Implants Research adheres to the definition of authorship set up by The International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). According to the ICMJE authorship criteria should be based on 1) substantial contributions to conception and design of, or acquisition of data or analysis and interpretation of data, 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content and 3) final approval of the version to be published. Authors should meet conditions 1, 2 and 3.

Up to 6 authors are accepted without need for justification. In the case of a specific and detailed justification of the role of every author, up to 8 authors may be mentioned. It is a requirement that all authors have been accredited as appropriate upon submission of the manuscript. Contributors who do not qualify as authors should be mentioned under Acknowledgements.

Acknowledgements: Under acknowledgements please specify contributors to the article other than the authors accredited. Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles,

including the World Medical Association Declaration of Helsinki (version, 2002 www.wma.net/e/policy/b3.htm) and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editor reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used.

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort.

Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

2.3 Clinical Trials

Clinical trials should be reported using the CONSORT guidelines available at www.consort-statement.org. A [CONSORT checklist](#) should also be included in the submission material.

Clinical Oral Implants Research encourages authors submitting manuscripts reporting from a clinical trial to register the trials in any of the following free, public clinical trials registries: www.clinicaltrials.gov, <http://clinicaltrials-dev.ifpma.org/>, <http://isrctn.org/>. The clinical trial registration number and name of the trial register will then be published with the paper.

2.4 Conflict of Interest and Source of Funding

Clinical Oral Implants Research requires that sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Suppliers of materials should be named and their location (town, state/county, country)

included. Information concerning conflict of interest and sources of funding should be included under Acknowledgements.

2.5 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.6 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.7 Copyright Assignment

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been published before and is not being considered for publication elsewhere. The submission of the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign exclusive copyright to Blackwell Publishing if and when the manuscript is accepted for publication. The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic database and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher.

Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the exclusive licence to publish their paper to Blackwell Publishing. Assignment of the exclusive licence is a condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless licence has been assigned. (Papers subject to government or Crown copyright are exempt from this requirement; however, the form still has to be signed). A completed [Exclusive Licence Form](#) must be sent to the address specified on the Exclusive Licence Form, before any manuscript can be published. Authors must send the completed original Exclusive Licence Form by regular mail upon receiving notice of manuscript

acceptance, i.e., do not send the Exclusive Licence form at submission. Faxing or e-mailing the Exclusive Licence Form does not meet requirements.

For questions concerning copyright, please visit [Blackwell Publishing's Copyright FAQ](#)

3. SUBMISSION OF MANUSCRIPTS

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>. The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below. Further assistance can be obtained from the Editorial Assistant Ms. Brigitte Baur. Email: coir@zmk.unibe.ch

3.1. Getting Started

Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 6 or higher, Netscape 7.0, 7.1, or 7.2, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>

*Log-in or click the "Create Account" option if you are a first-time user.

*If you are creating a new account.

- After clicking on "Create Account", enter your name and e-mail information and click "Next". Your e-mail information is very important.
- Enter your institution and address information as appropriate, and then click "Next."
- Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your area of expertise. Click "Finish".

*If you have an account, but have forgotten your log in details, go to Password Help on the journals online submission system

<http://mc.manuscriptcentral.com/coir> and enter your email address. The system

will send you an automatic user ID and a new temporary password.

*Log-in and select "Corresponding Author Center."

3.2. Submitting Your Manuscript

After you have logged in, click the "Submit a Manuscript" link in the menu bar.

*Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.

*Click the "Next" button on each screen to save your work and advance to the next screen.

*You are required to upload your files.

- Click on the "Browse" button and locate the file on your computer.
- Select the designation of each file in the drop down next to the Browse button.
- When you have selected all files you wish to upload, click the "Upload Files" button.

*Review your submission (in HTML and PDF format) before sending to the Journal. Click the "Submit" button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. Figure tags should be included in the file. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below. Please note that any manuscripts uploaded as Word 2007 (.docx) will be automatically rejected. Please save any .docx file as .doc before uploading.

3.4. Blinded Review

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* will be reviewed by two experts in the field. *Clinical Oral Implants Research* uses single blinded

review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5. Suggest a Reviewer

Clinical Oral Implants Research attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of one potential international reviewer whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor will choose one or two reviewers as well.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the "Submit" button and save it to submit later. The manuscript can then be located under "Unsubmitted Manuscripts" and you can click on "Continue Submission" to continue your submission when you choose to.

3.7. Email Confirmation of Submission

After submission you will receive an email to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation email after 24 hours, please check your email address carefully in the system. If the email address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your email server. Also, the emails should be received if the IT department adds our email server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access Manuscript Central any time to check your "Corresponding Author Center" for the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

To submit your revised manuscript, locate your manuscript under "Manuscripts with Decisions" and click on "Submit a Revision" . Please remember to delete any old files uploaded when you upload your revised manuscript.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stomatognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts. Reviews are generally by invitation only and have to be approved by the Editor-in-Chief before submission.

Case reports and case series, but only if they provide or document new fundamental knowledge and if they use language understandable to the clinician.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Proceedings of international meetings may also be considered for publication at the discretion of the Editor.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Format

Language: The language of publication is English. Authors for whom English is a second language might choose to have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of

high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at www.blackwellpublishing.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: The symbol % is to be used for percent, h for hour, min for minute, and s for second. *In vitro*, *in vivo*, *in situ* and other Latin expressions are to be italicised. Use only standard abbreviations. All units will be metric. Use no roman numerals in the text. In decimals, a decimal point and not a comma will be used. Avoid abbreviations in the title. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement. In cases of doubt, the spelling orthodoxy of Webster's third new international dictionary will be adhered to.

Scientific Names: Proper names of bacteria should be binomial and should be singly underlined on the typescript. The full proper name (e.g., *Streptococcus sanguis*) must be given upon first mention. The generic name may be abbreviated thereafter with the first letter of the genus (e.g., *S. sanguis*). If abbreviation of the generic name could cause confusion, the full name should be used. If the vernacular form of a genus name (e.g., streptococci) is used, the first letter of the vernacular name is not capitalised and the name is not underlined. Use of two letters of the genus (e.g., Ps. for *Peptostreptococcus*) is incorrect, even though it might avoid ambiguity. With regard to drugs, generic names should be used instead of proprietary names. If a proprietary name is used, it must be attached when the term is first used.

5.2. Structure

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* should include Title Page, Abstract, Main Text and Acknowledgements, Tables, Figures and Figure Legends as appropriate.

Title Page: should contain the title of the article, full name(s) of the authors (no more than 6) and institutional affiliation(s), a running title not exceeding 60 letters and spaces, and the name, telephone and fax numbers, email and

complete mailing address of the author responsible for correspondence. The author must list appropriate key words for indexing purposes.

Abstract: should not to exceed 250 words. This should be structured into: objectives, material and methods, results, conclusions, and no other information.

Main Text of Original Research Article should include Introduction, Material and Methods, Results and Discussion.

Introduction: Summarise the rationale and purpose of the study, giving only strictly pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and Methods: Material and methods should be presented in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

Results: Present your results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all data in the tables and illustrations. The important observations should be emphasised.

Discussion: Summarise the findings without repeating in detail the data given in the Results section. Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite other relevant studies.

Main Text of Short Communications: Short communications are limited to two printed pages including illustrations and references and need not follow the usual division into material and methods, etc., but should have an abstract.

Acknowledgements: Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions. Sources of financial support

should be acknowledged.

5.3. References

References should quote the last name(s) of the author(s) and the year of publication (Black & Miller 1988). Three or more authors should always be referred to as, for example, (Fox et al. 1977).

A list of references should be given at the end of the paper and should follow the recommendations in Units, symbols and abbreviations: a guide for biological and medical editors and authors (1988), p. 52, London: The Royal Society of Medicine.

a) The arrangement of the references should be alphabetical by author's surname.

b) The order of the items in each reference should be:

(i) for journal references:

name(s) of author(s), year, title of paper, title of journal, volume number, first and last page numbers.

(ii) for book references:

name(s) of author(s), year, title of book, edition, volume, chapter and/ or page number, town of publication, publisher.

c) Author's names should be arranged thus: Daniels, J.A., Kelly, R.A. & Til, T.C.

Note the use of the ampersand and omission of comma before it. Author's names when repeated in the next reference are always spelled out in full.

d) The year of publication should be surrounded by parentheses: (1966).

e) The title of the paper should be included, without quotation marks.

f) The journal title should be written in full, italicised (single underlining on typescript), and followed by volume number in bold type (double underlining on typescript), and page numbers.

Examples:

Tonetti, M. S., Schmid, J., Hämmerle, C. H. & Lang, N. P. (1993) Intraepithelial antigen-presenting cells in the keratinized mucosa around teeth and osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* 4: 177-186.

Poole, B., Ohkuma, S. & Warburton, M. (1978) Some aspects of the intracellular breakdown of exogenous and endogenous proteins. In: Segal, H.S. & Doyle, D.J., eds. *Protein turnover and lysosome function*, 1st edition, p. 43. New York: Academic Press.

We recommend the use of a tool such as [EndNote](#) or [Reference Manager](#) for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp. Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: Tables should be numbered consecutively with Arabic numerals. Type each table on a separate sheet, with titles making them self-explanatory. Due regard should be given to the proportions of the printed page.

Figures: All figures should clarify the text and their number should be kept to a minimum. Details must be large enough to retain their clarity after reduction in size. Illustrations should preferably fill a single-column width (81 mm) after reduction, although in exceptional cases 120mm (double-column) and 168 mm (full page) widths will be accepted. Micrographs should be designed to be reproduced without reduction, and they should be dressed directly on the micrograph with a linear size scale, arrows, and other designators as needed. Each figure should have a legend

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes.

Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). EPS files should be saved with fonts embedded (and with a TIFF preview if possible). For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures: www.blackwellpublishing.com/bauthor/illustration.asp.

Check your electronic artwork before submitting it:

www.blackwellpublishing.com/bauthor/eachecklist.asp

Permissions: If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

6. AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of a paper for publication, the manuscript will be forwarded to the Production Editor who is responsible for the production of the journal.

6.1 Proof Corrections

The corresponding author will receive an email alert containing a link to a web site. A working email address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This software can be downloaded (free of charge) from the following Web site: www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html . This will enable the file to be opened, read on screen, and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available; in your absence, please arrange for a colleague to access your e-mail to retrieve the proofs. Proofs must be returned

to the Production Editor within three days of receipt.

Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately. Other than in exceptional circumstances, all illustrations are retained by the publisher. Please note that the author is responsible for all statements made in his work, including changes made by the copy editor.

6.2 Early Online Publication Prior to Print

Clinical Oral Implants Research is covered by Blackwell Publishing's OnlineEarly service. OnlineEarly articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. OnlineEarly articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of OnlineEarly articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so OnlineEarly articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

6.3 Production Tracking

Online production tracking is available for your article through Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit www.blackwellpublishing.com/authors/ for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

6.4 Author Material Archive Policy

Please note that unless specifically requested, Blackwell Publishing will dispose of all hardcopy or electronic material submitted two months after publication. If you require the return of any material submitted, please inform the editorial office or production editor as soon as possible.

6.5 Offprints

A PDF offprint of the online published article will be provided free of charge to the corresponding author, and may be distributed subject to the Publisher's terms and conditions. Additional paper offprints may be ordered online. Please click on the following link, fill in the necessary details and ensure that you type information in all of the required fields: [Offprint.Cosprinters](#). If you have queries about offprints please email offprint@cosprinters.com

6.6 Author Services

For more substantial information on the services provided for authors, please see [Blackwell Publishing Author Services](#)



Anexo D

4.4 Anexo D

Lista de Figuras

- Descrição detalhada da metodologia do estudo (Figuras 1 a 13).



Figura 1 – Diagramas representativos para cada modelo (M) do estudo.



Figura 2 – Implante utilizado nos MD1 e MD2 do estudo (A: referência do implante da Nobel Biocare; B: sistema de conexão triangular interno - *Replace Select* ; C: vista lateral do implante).



Figura 3 - Pilar estético cerâmico personalizado de zircônia (vistas vestibular e palatina), responsável pela conexão entre o implante e a coroa total unitária.



Figuras 4 e 5 – O conjunto “implante - pilar zircônia – coroa total” foi incluído em resina acrílica em embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil) por 20 minutos sob calor e pressão constante de 150Kgf/cm³.



Figura 6 – O conjunto incluído foi seccionado ao meio através de uma recortadora (Isomet - Buehler, Lake Bluff, IL, USA).

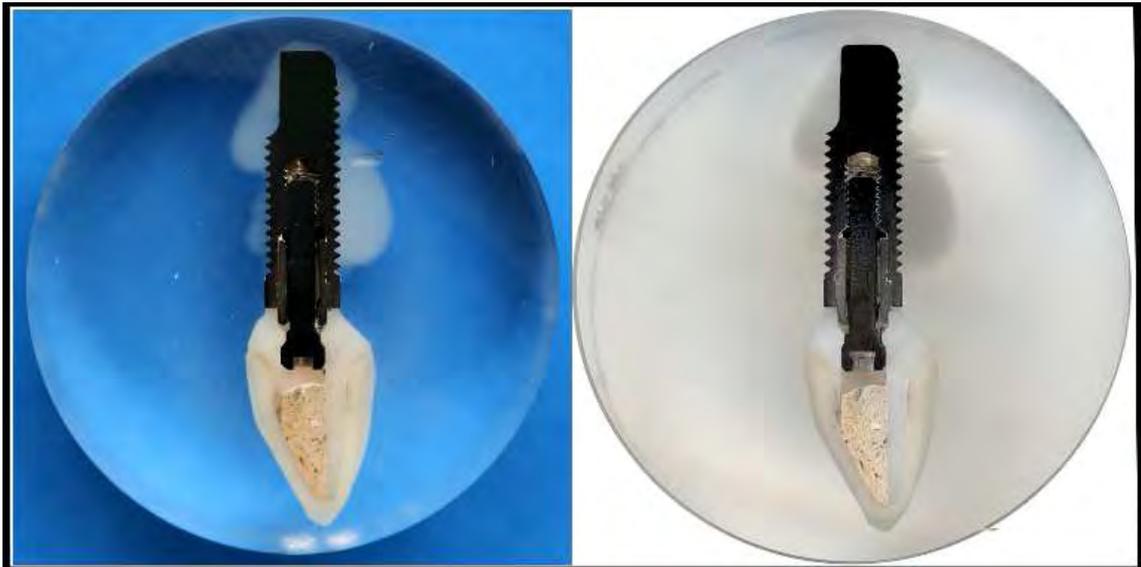


Figura 7 – A: Conjunto seccionado ao meio, permitindo a reprodução das dimensões, do formato e da relação entre os componentes do implante, bem como estabelecer a relação com a coroa fixa unitária segundo a descrição de cada fabricante; B: Conjunto digitalizado através de scanner (ScanJet 6100c – HP).

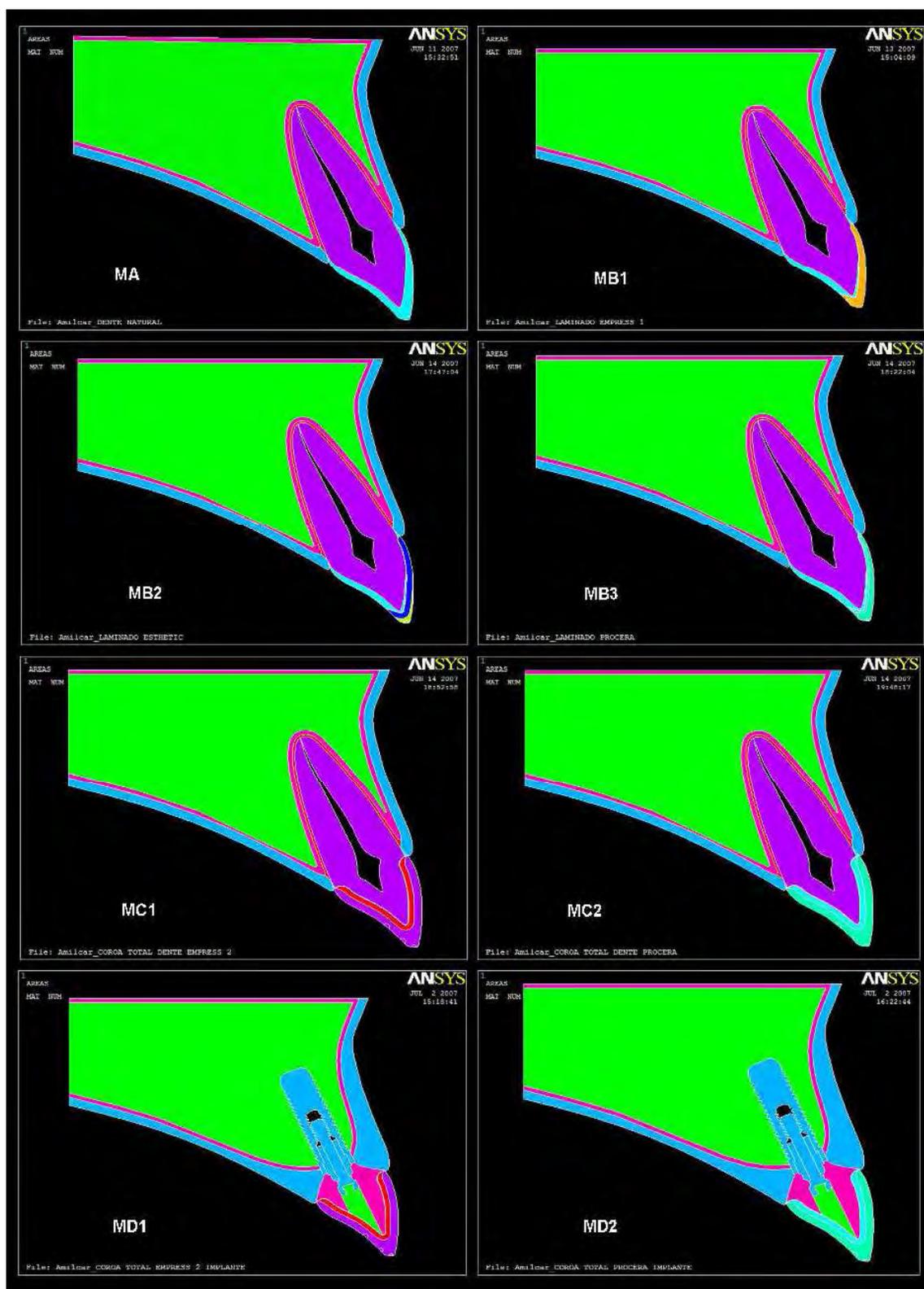


Figura 8 – Determinação das regiões no programa de elementos finitos ANSYS 10.0 para todos os modelos do estudo (MA, MB1, MB2, MB3, MC1, MC2, MD1, e MD2).

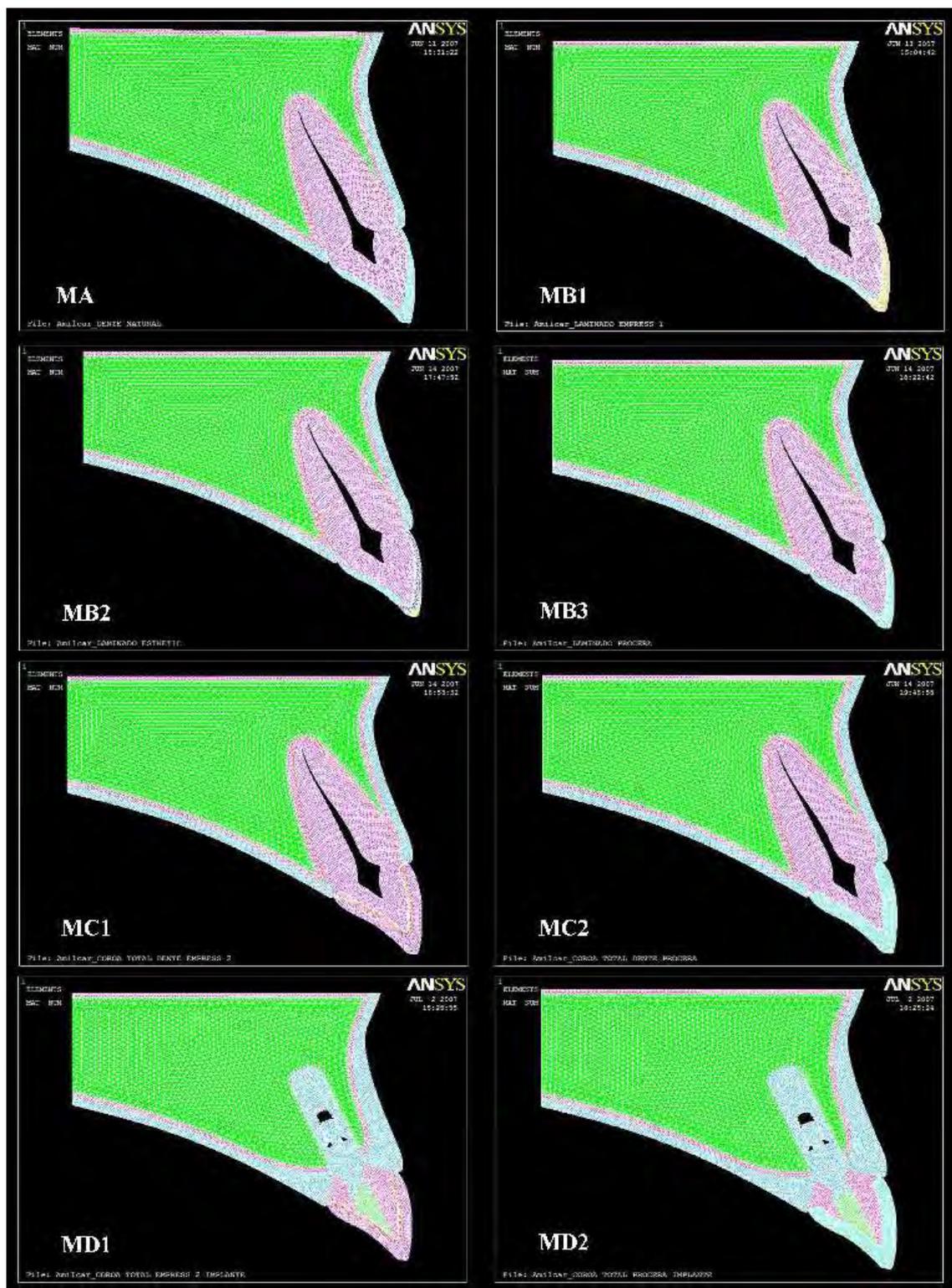


Figura 9 – Malha de elementos finitos para cada um dos modelos do estudo gerada no programa de elementos finitos ANSYS 10.0 .

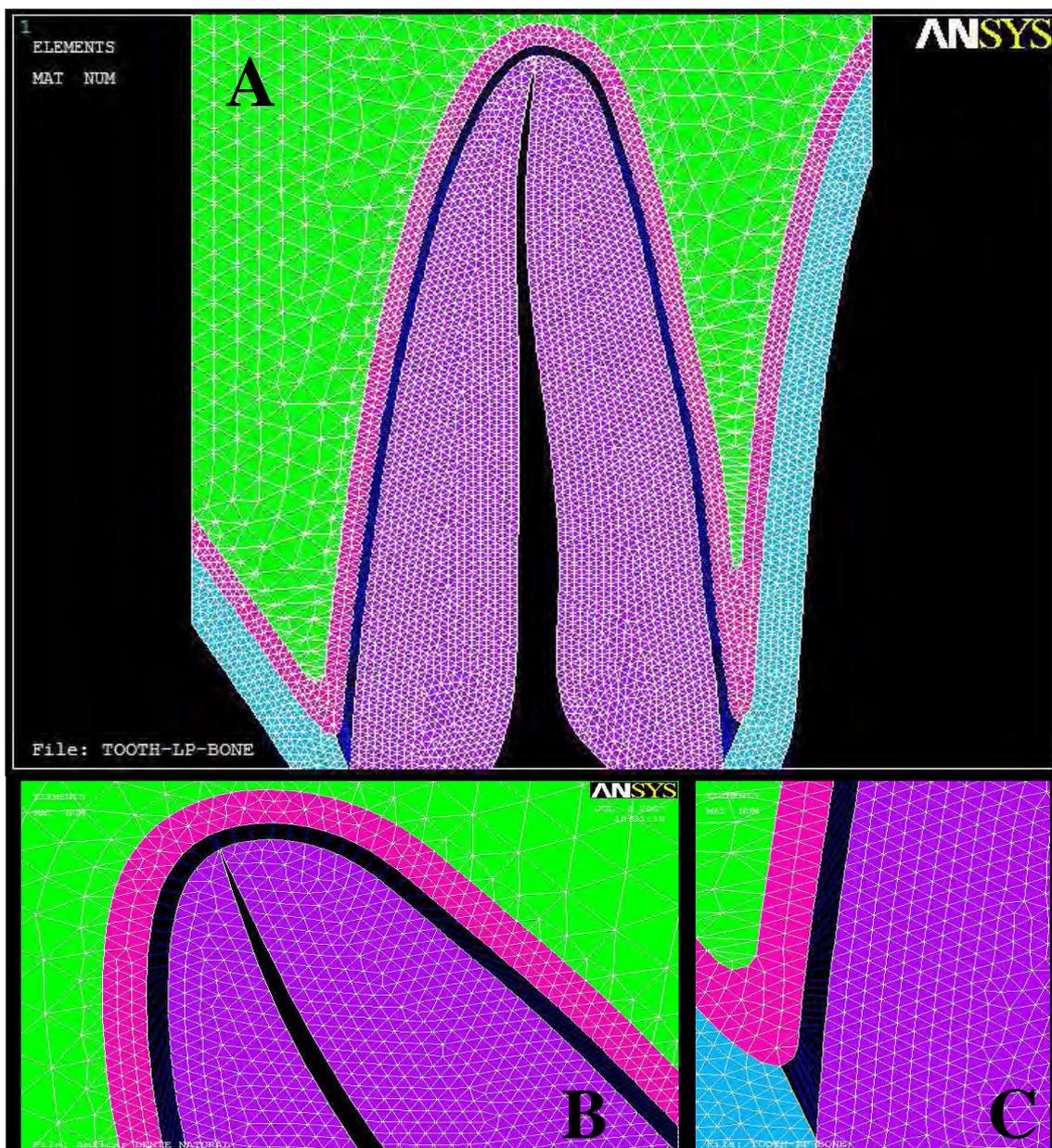


Figura 10 – Imagens do LP individualizado durante elaboração do MB do artigo 1 (Capítulo 1), após geração da malha de elementos finitos. A: Vista geral do LP; B: Região apical do dente natural (fibras apicais e oblíquas); C: Região cervical do dente natural (fibras da crista, horizontais e oblíquas).

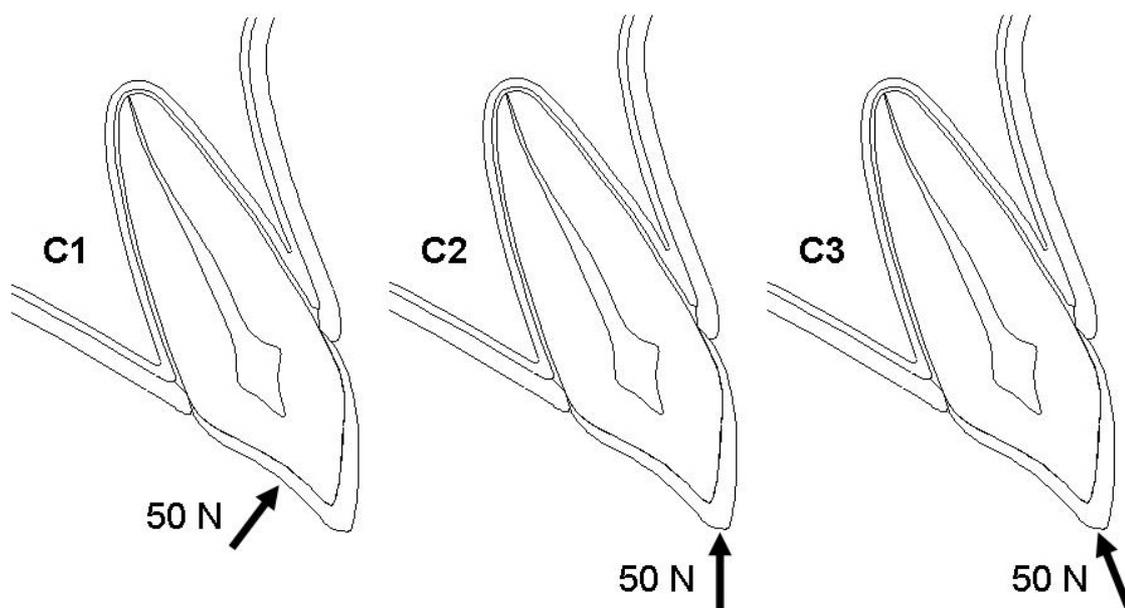


Figura 11 – Diagrama representativo dos carregamentos oblíquos (C1 e C2) e paralelo (C3) ao longo eixo dental adotados no estudo.

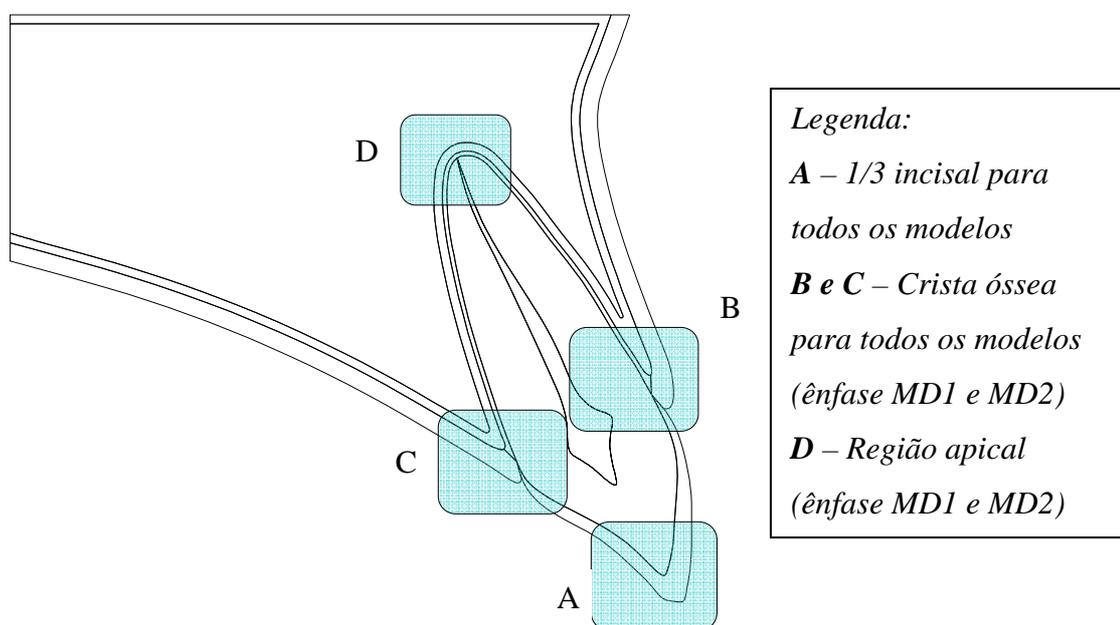


Figura 12 – Diagrama representativo das áreas selecionadas para a análise detalhada da distribuição interna das tensões.

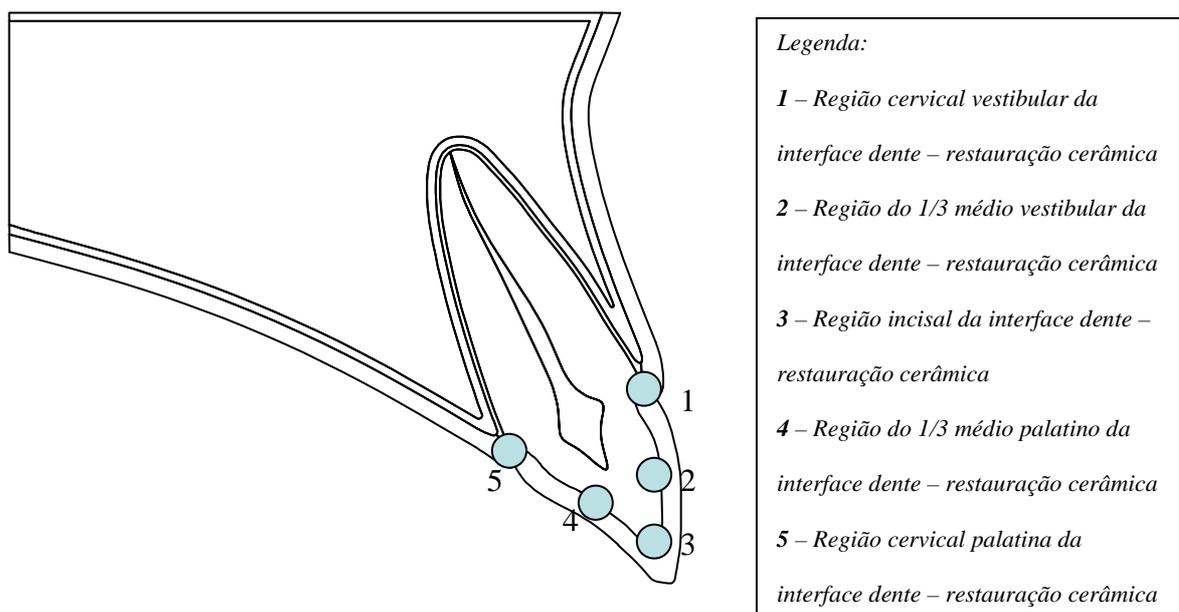


Figura 13 – Diagrama representativo das áreas selecionadas para a análise detalhada da distribuição interna das tensões na interface dente – restauração cerâmica.

- Resultados do Capítulo 1: Mapas gerais obtidos (Figuras 14 a 25).

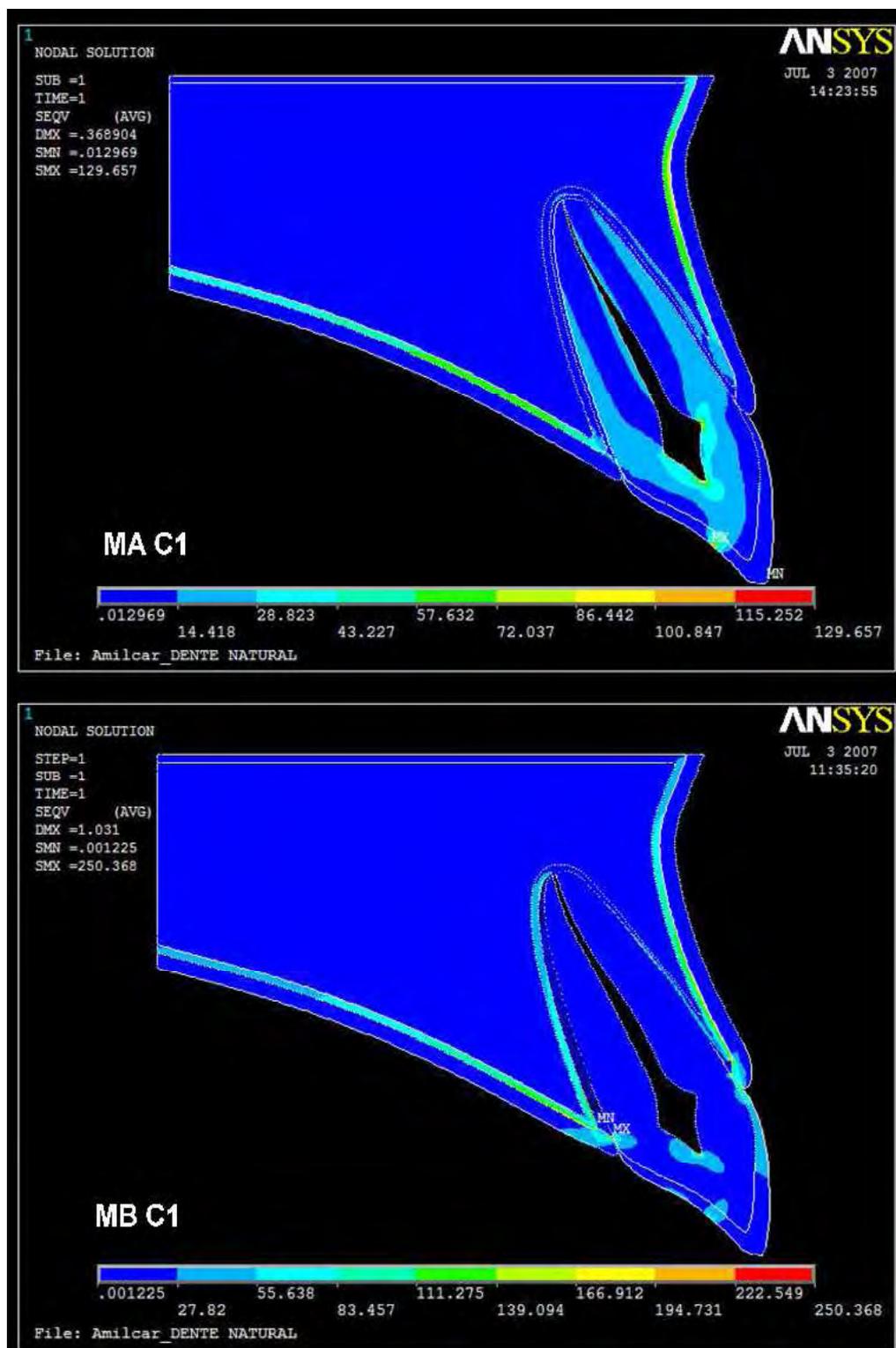


Figura 14 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C1.



Figura 15 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C2.

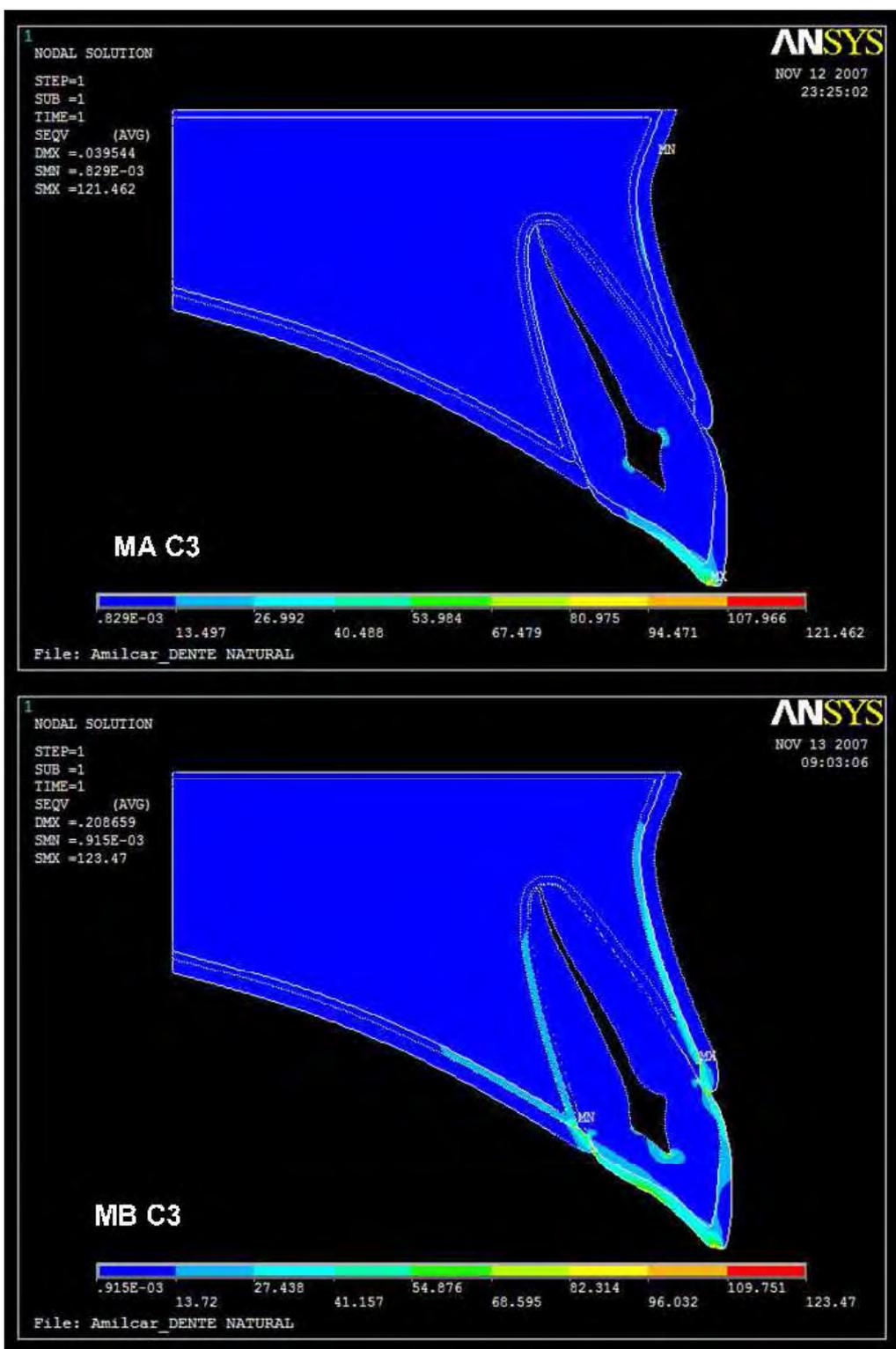


Figura 16 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C3.

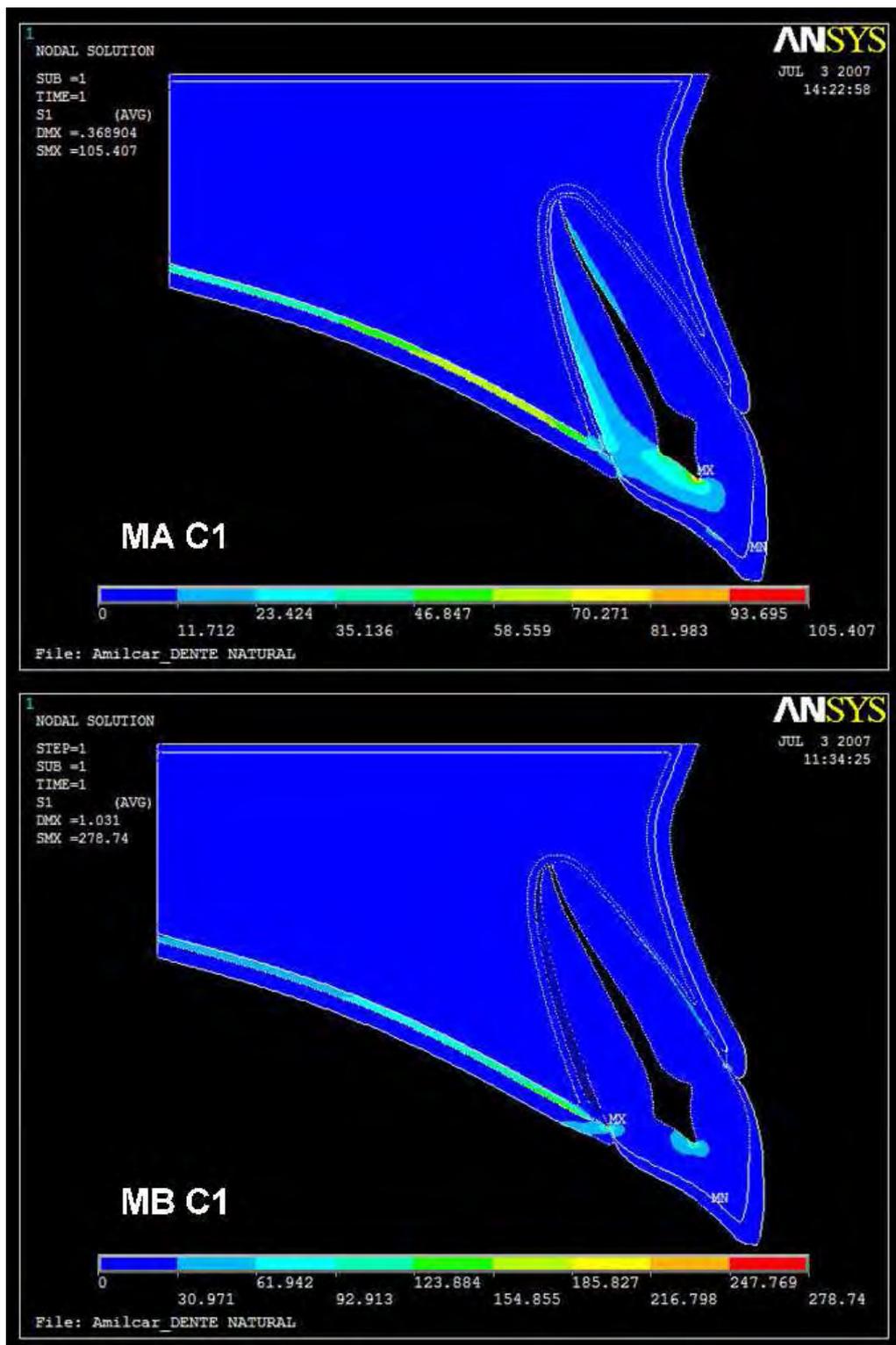


Figura 17 – Mapas gerais para a concentração máxima principal ($\sigma_{max,t}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C1.



Figura 18 – Mapas gerais para a concentração máxima principal em tensão ($\sigma_{max,t}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C2.

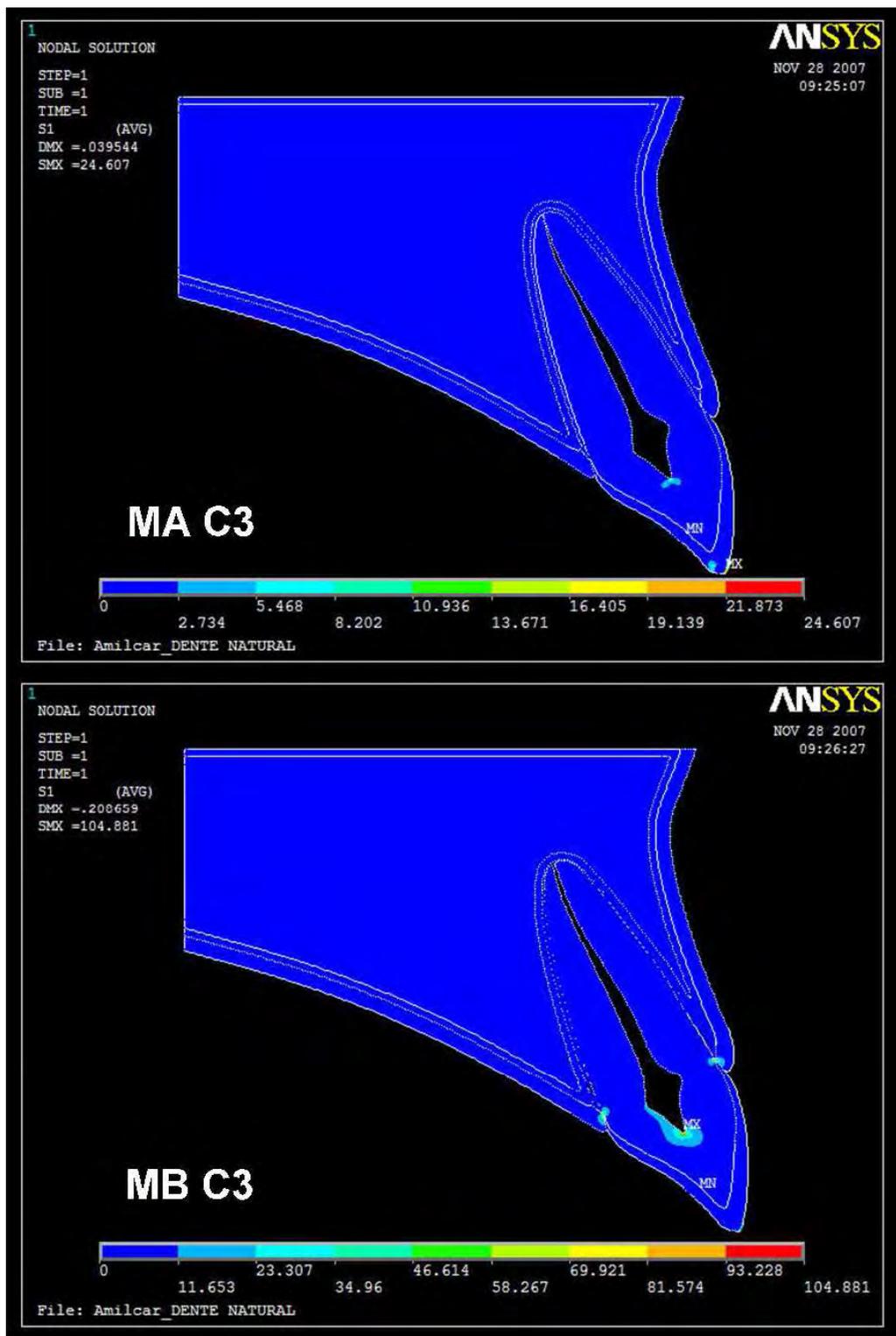


Figura 19 – Mapas gerais para a concentração máxima principal em tensão ($\sigma_{max,t}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C3.

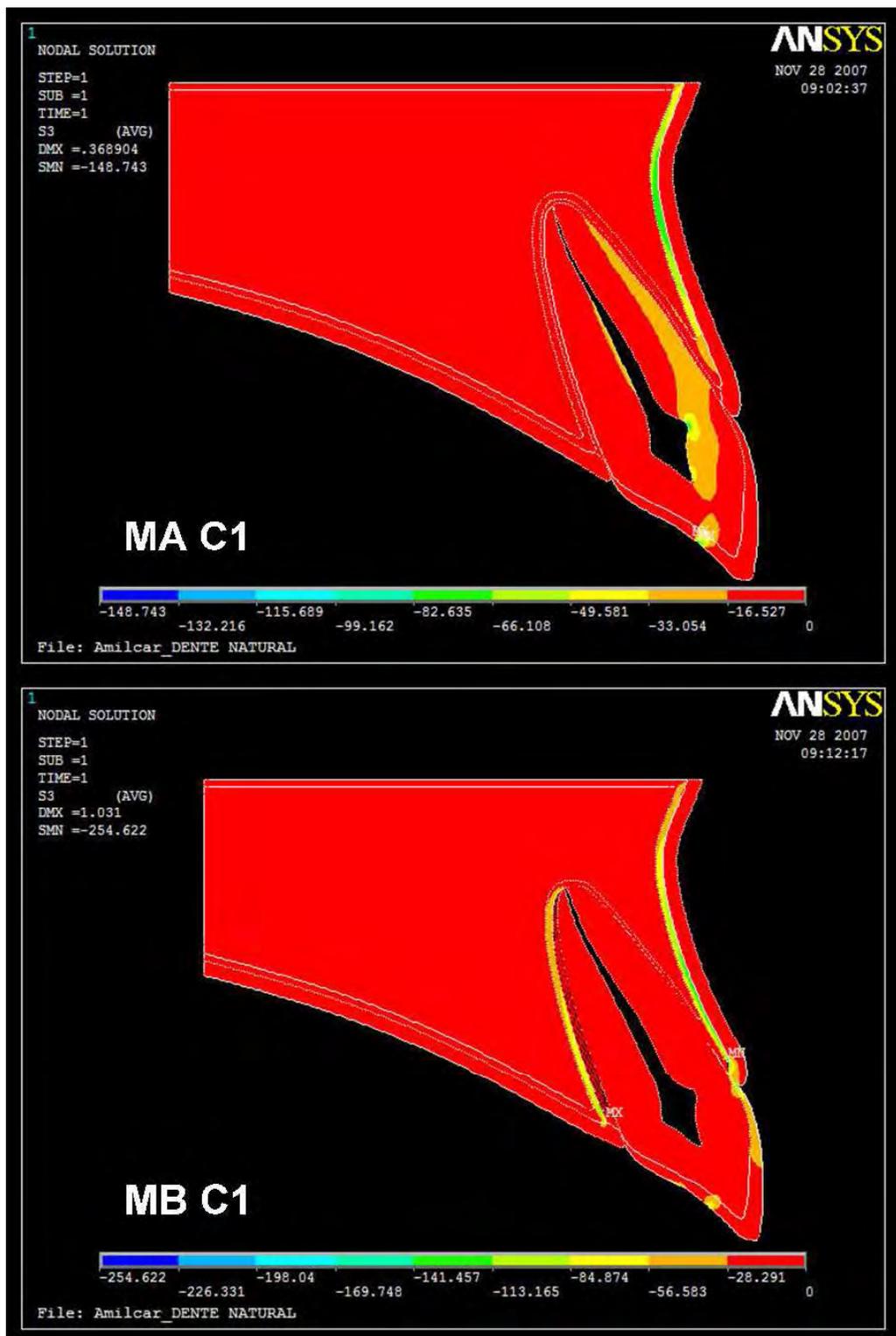


Figura 20 – Mapas gerais para a concentração máxima principal em compressão ($\sigma_{\max,c}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C1.



Figura 21 – Mapas gerais para a concentração máxima principal em compressão ($\sigma_{\max.c}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C2.

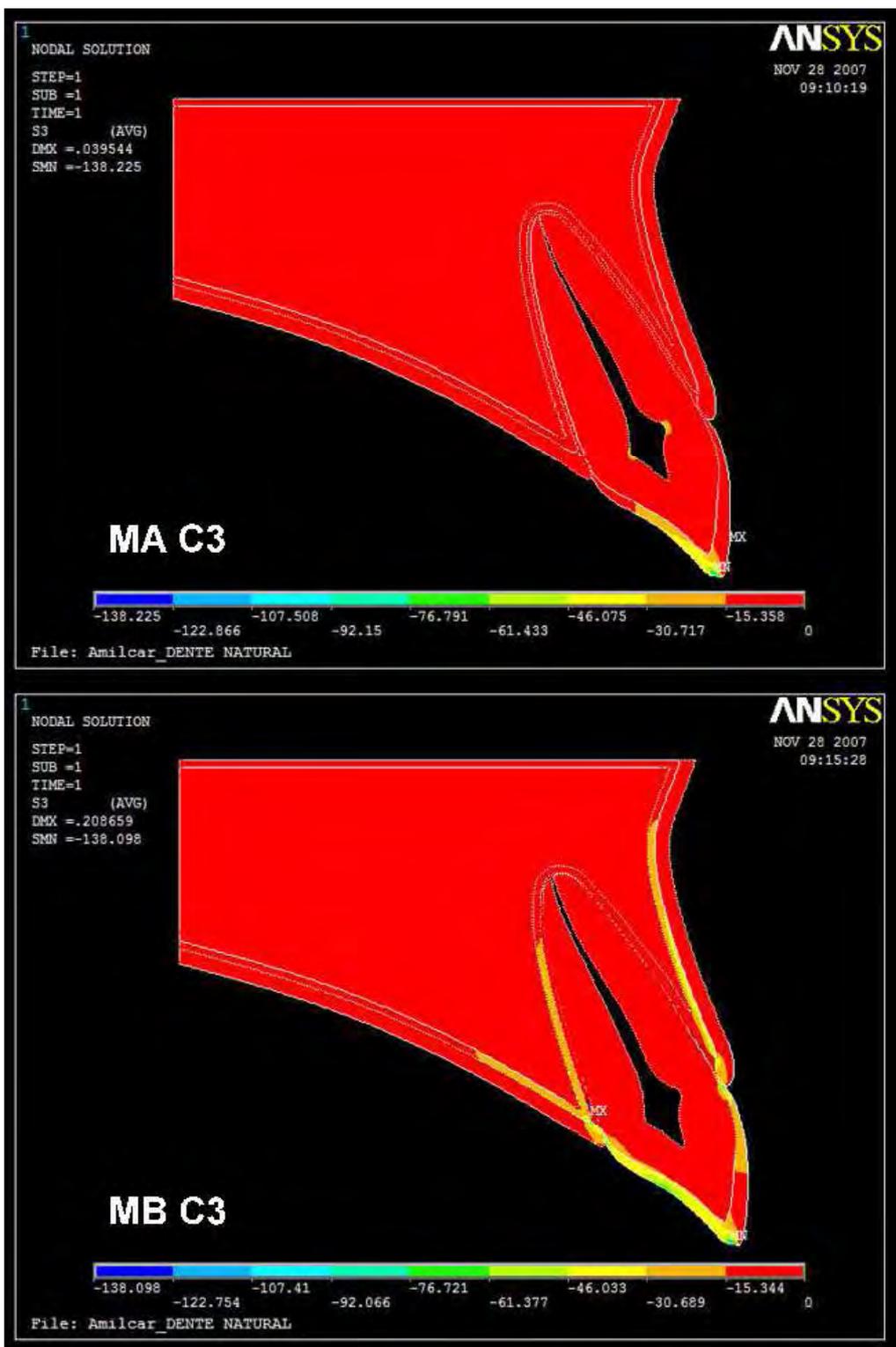


Figura 22 – Mapas gerais para a concentração máxima principal em compressão ($\sigma_{max,c}$) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C3.

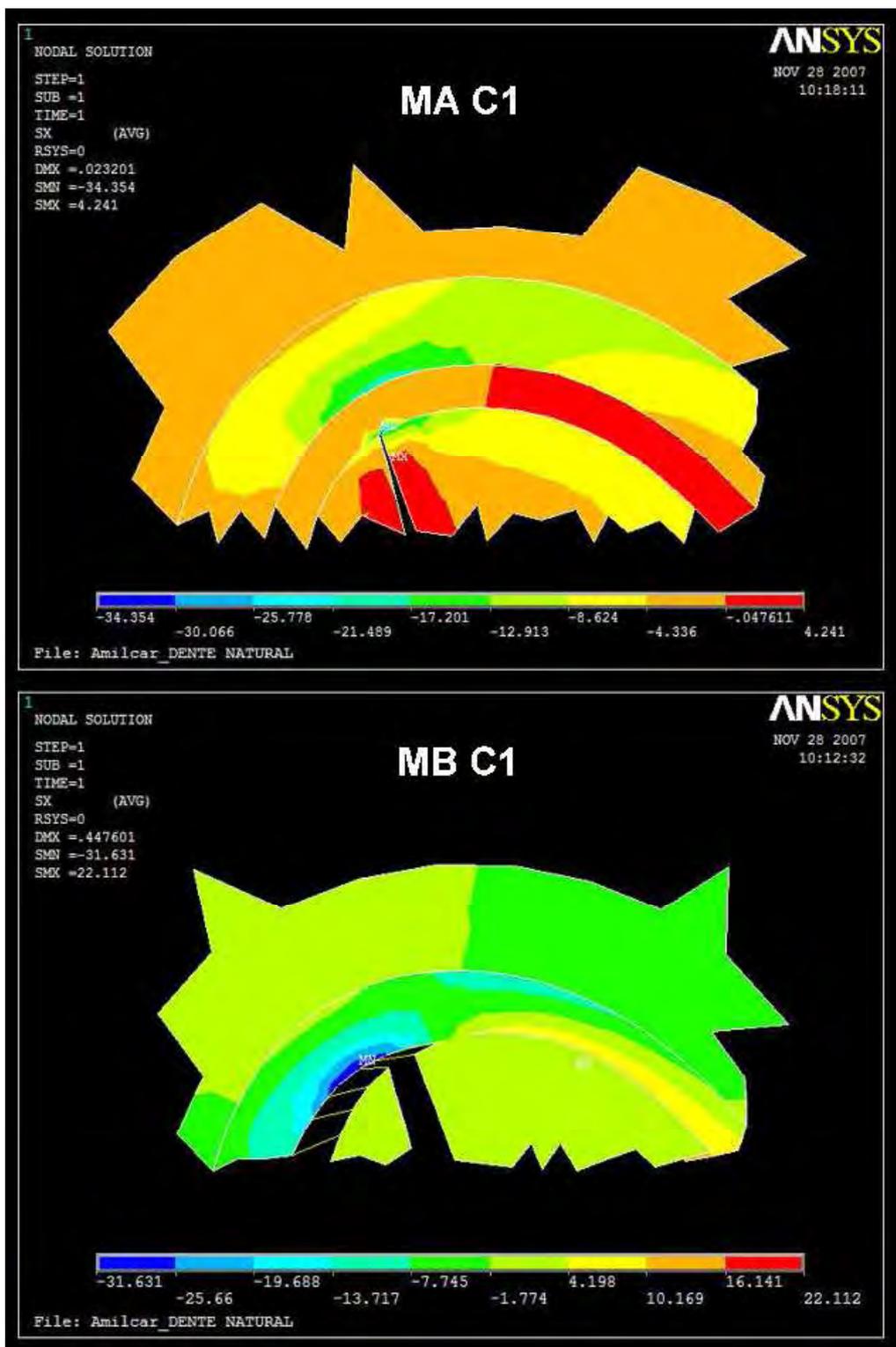


Figura 23 – Mapas gerais de deslocamento na região do ápice radicular (região D) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C1.



Figura 24 – Mapas gerais de deslocamento na região do ápice radicular (região D) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C2.



Figura 25 – Mapas gerais de deslocamento na região do ápice radicular (região D) nos modelos MA e MB sob a condição de carregamento C3.

- Resultados do Capítulo 2: Mapas gerais obtidos (Figuras 26 a 40).

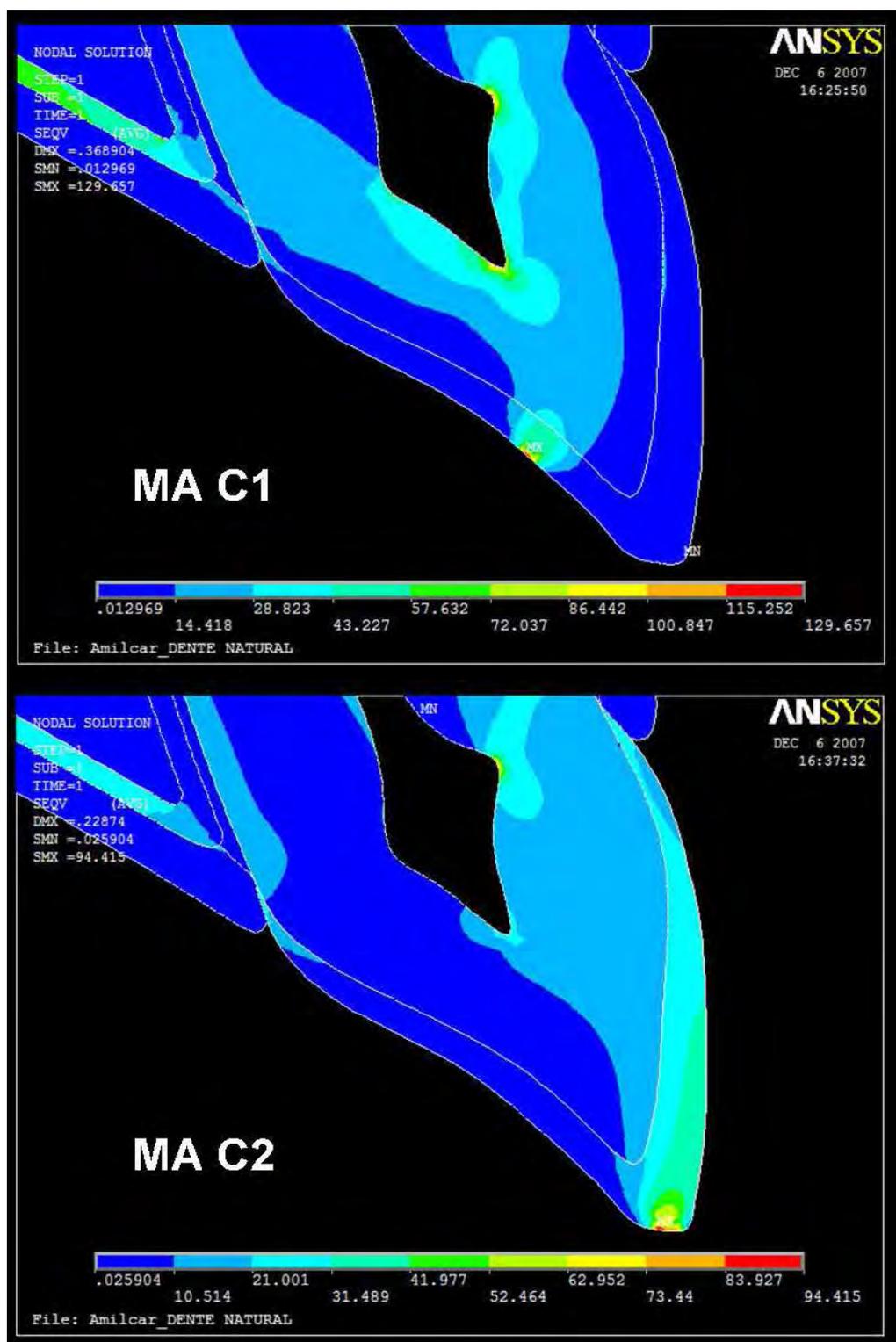


Figura 26 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) no modelo MA sob as condições de carregamento C1 e C2.

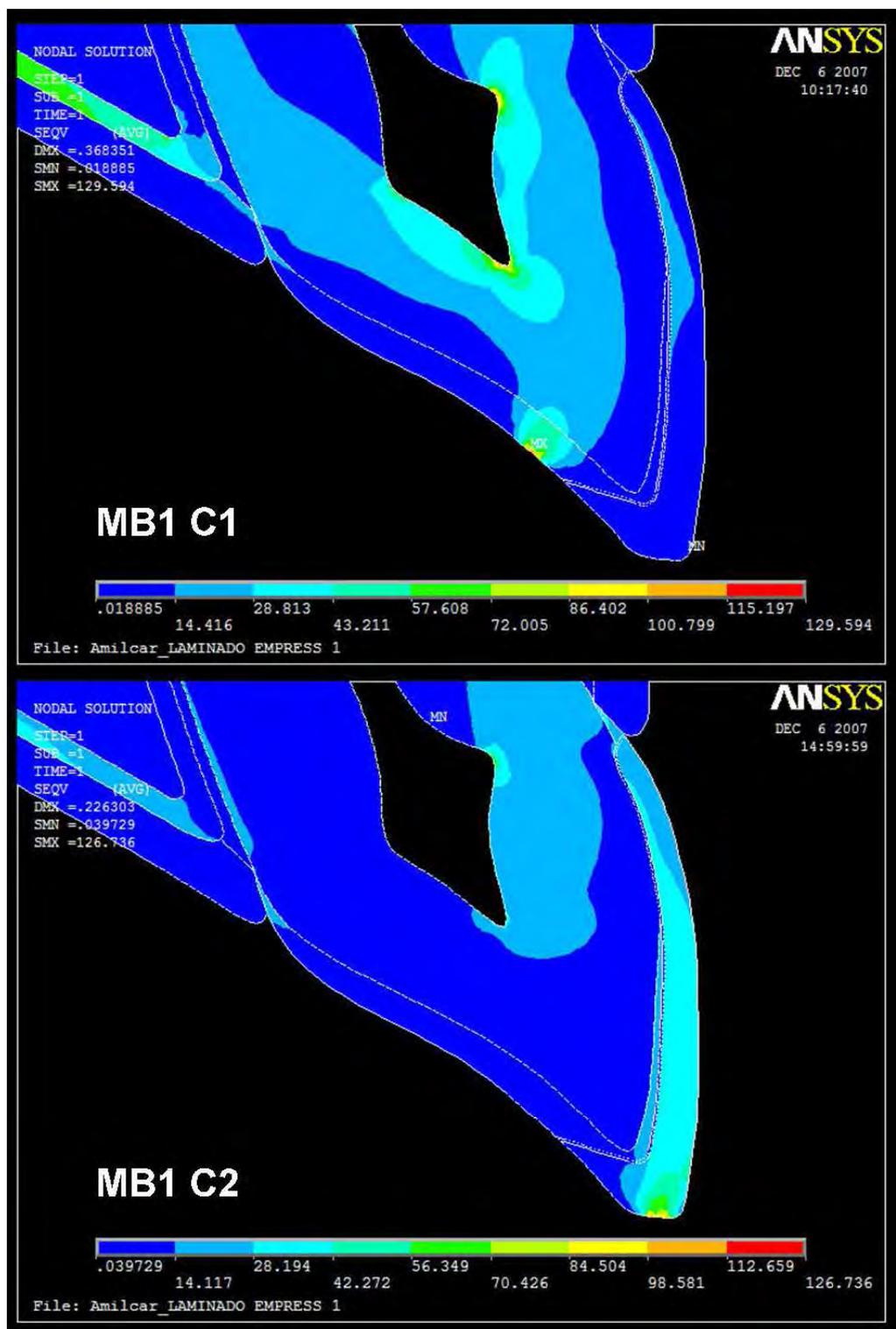


Figura 27 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) no modelo MB1 sob as condições de carregamento C1 e C2.

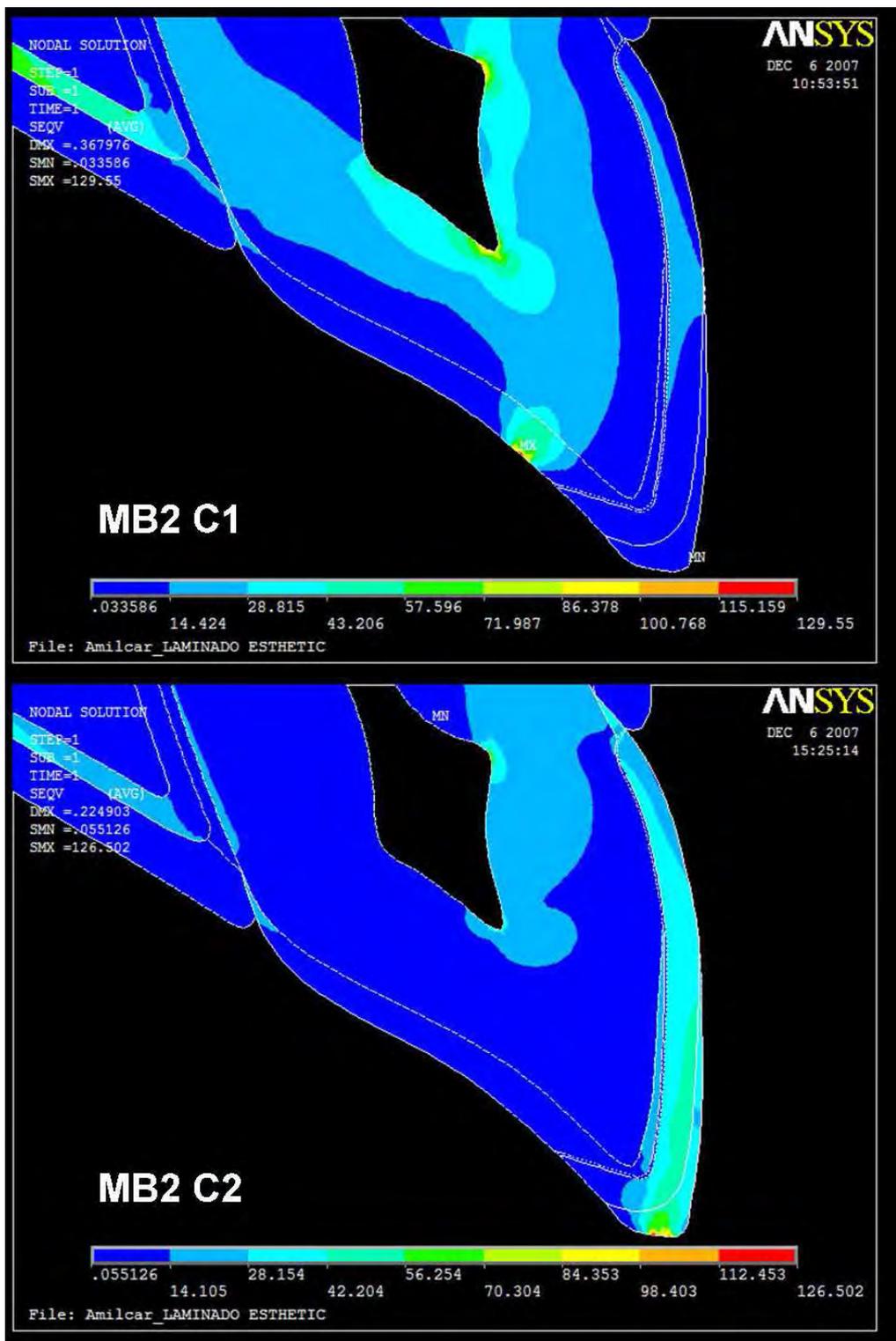


Figura 28 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) no modelo MB2 sob as condições de carregamento C1 e C2.

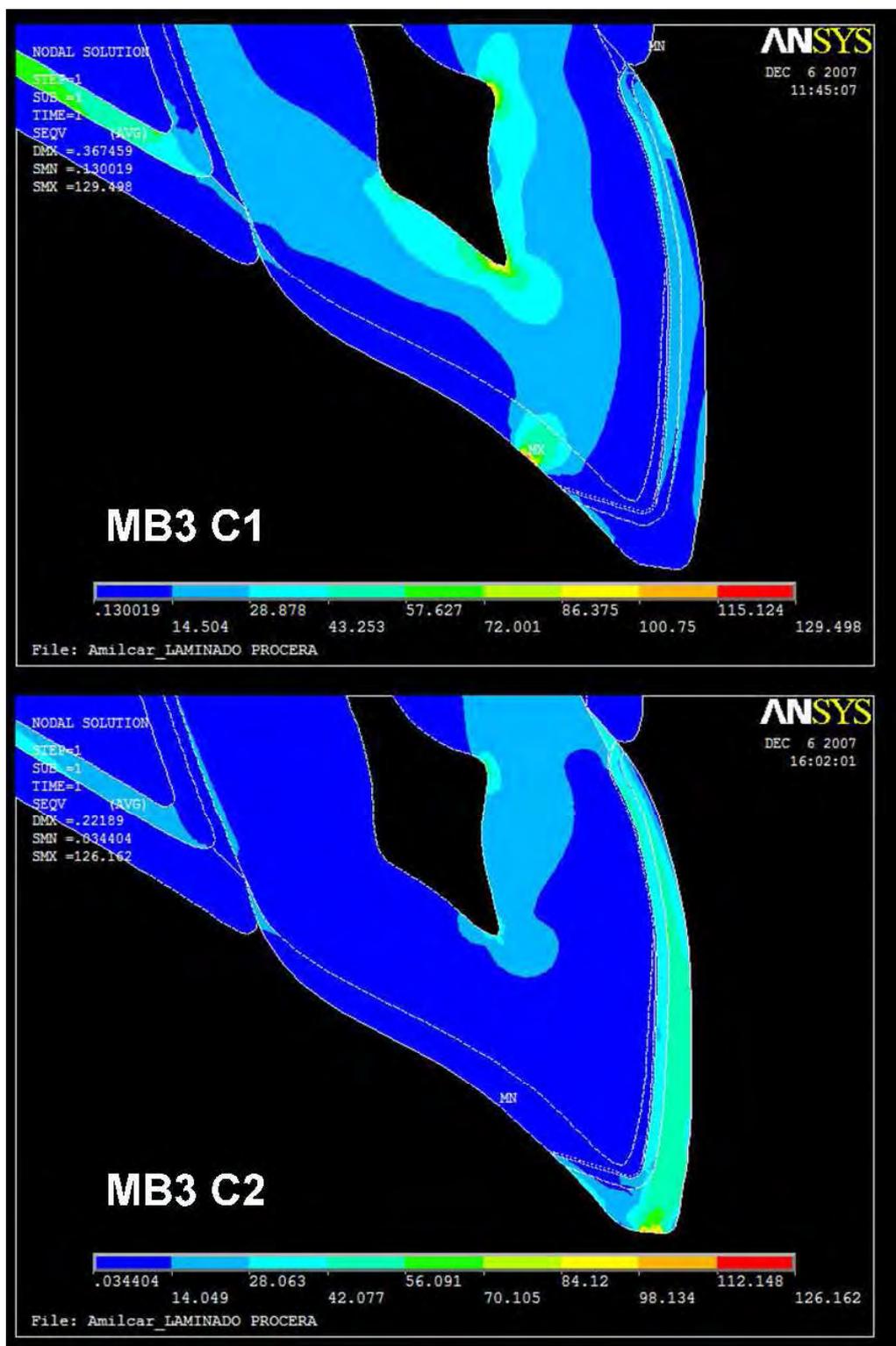


Figura 29 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) no modelo MB3 sob as condições de carregamento C1 e C2.

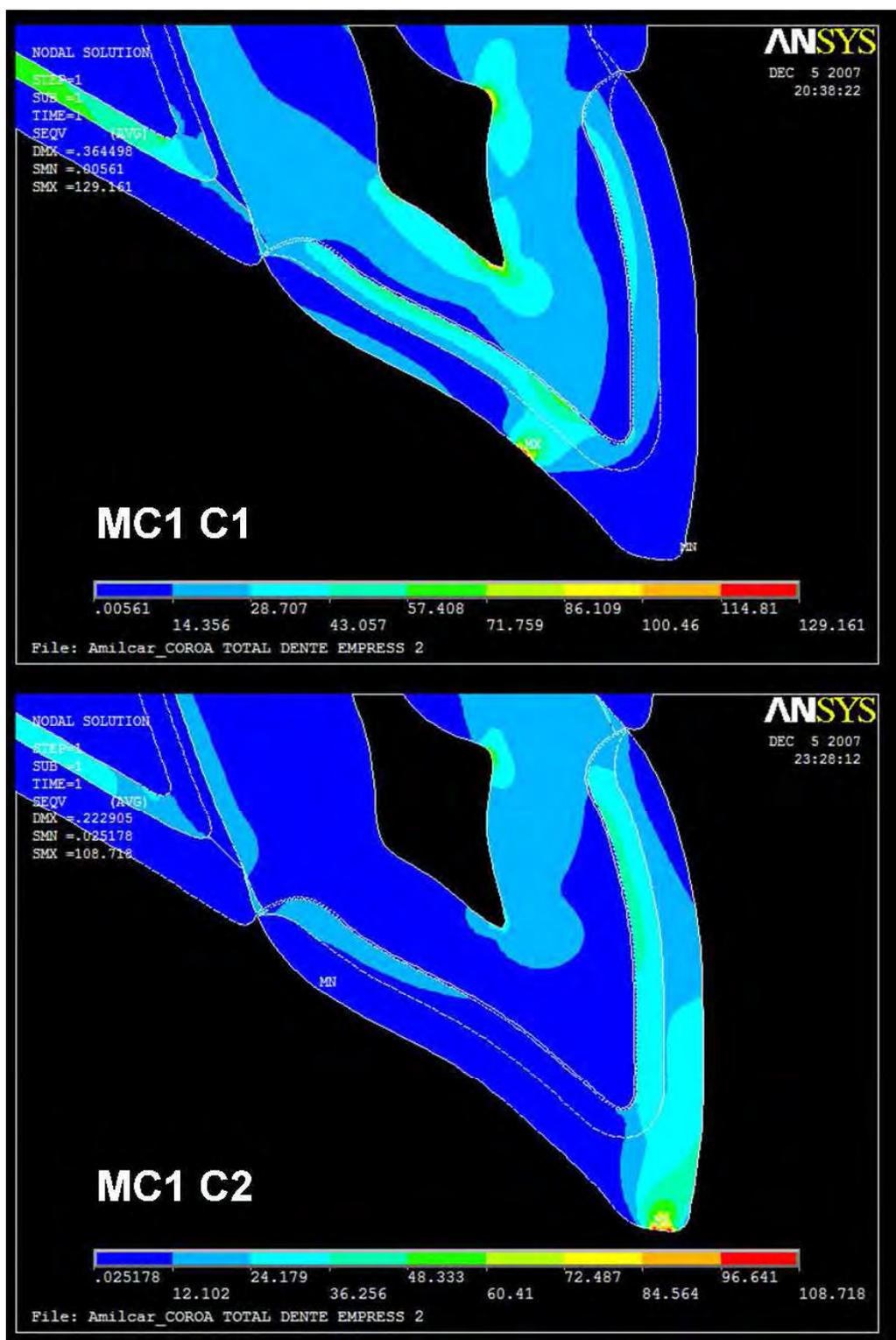


Figura 30 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) no modelo MC1 sob as condições de carregamento C1 e C2.

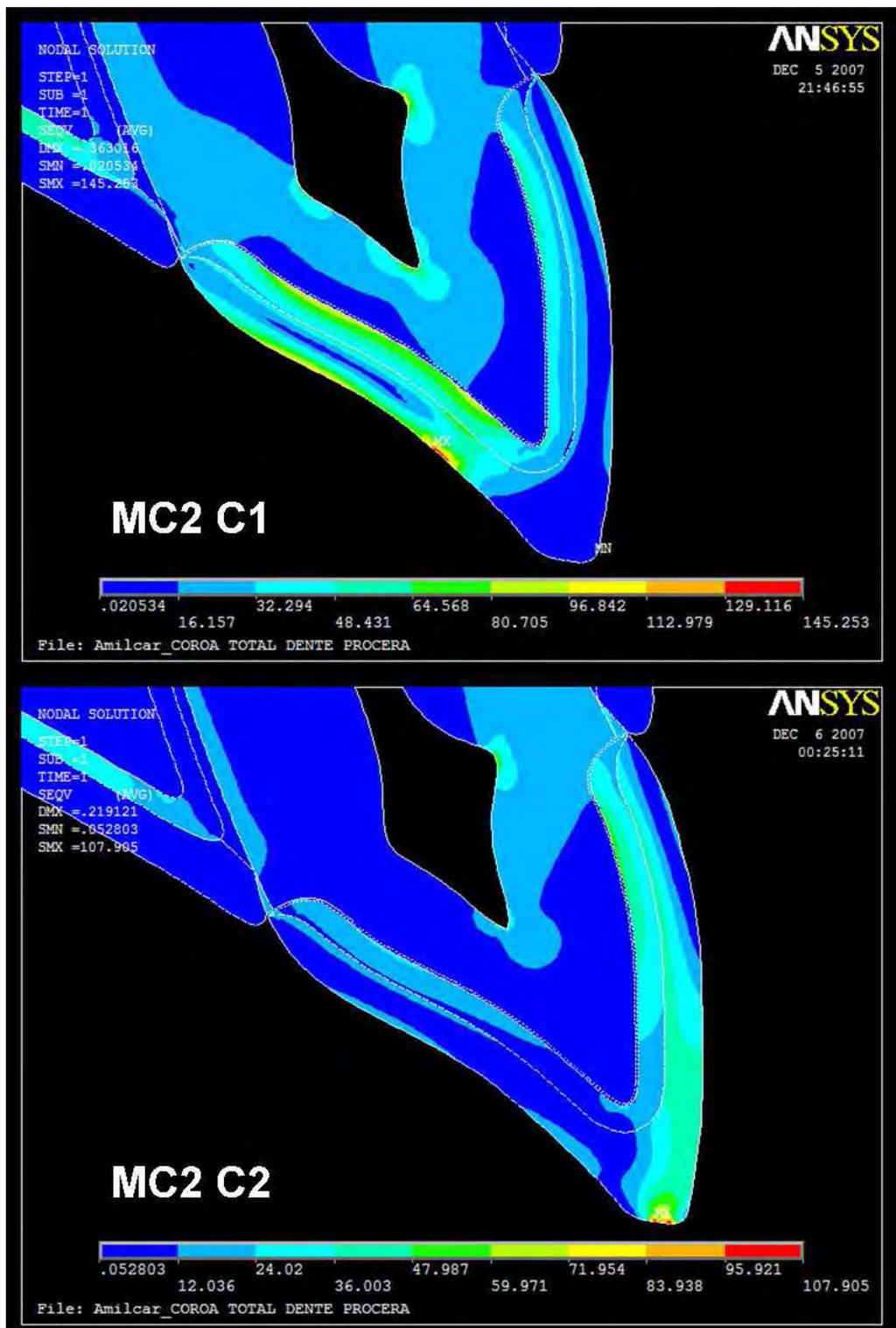


Figura 31 – Mapas gerais para o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) no modelo MC2 sob as condições de carregamento C1 e C2.

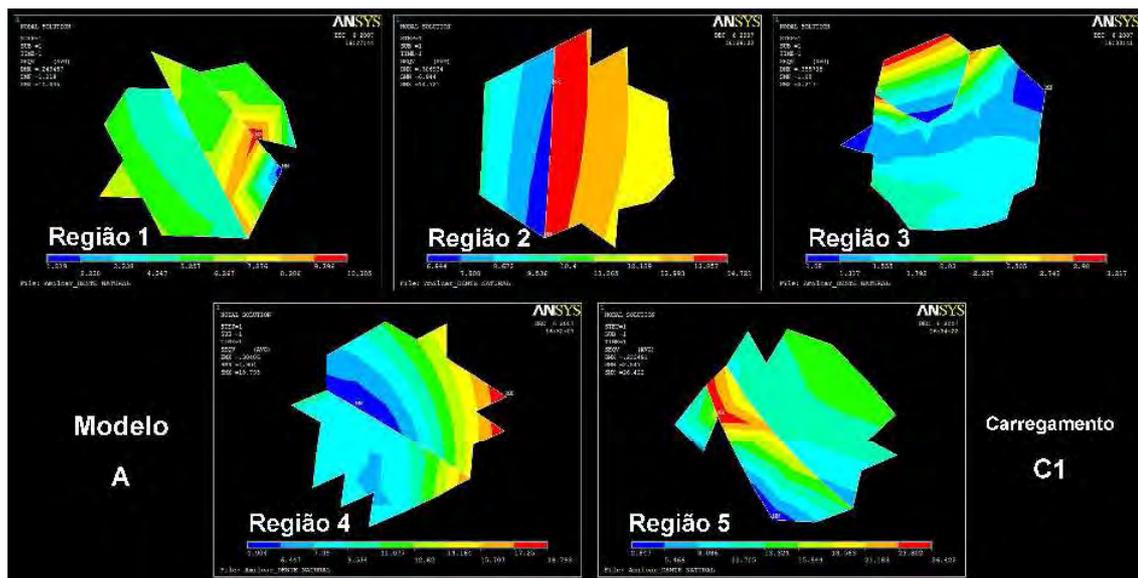


Figura 32 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MA conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C1.

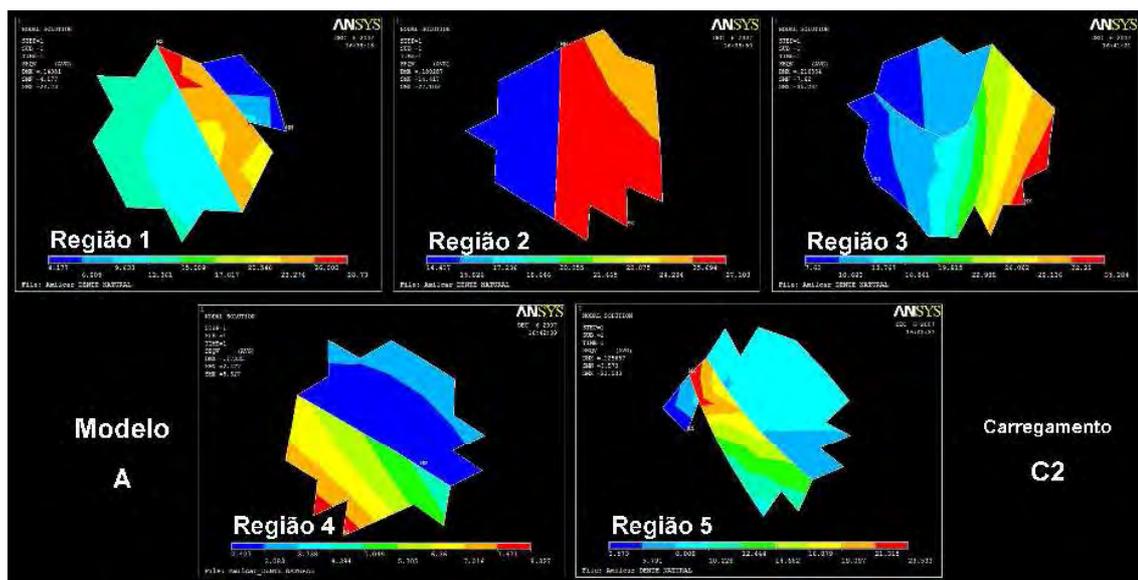


Figura 33 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MA conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob as condições de carregamento C2.

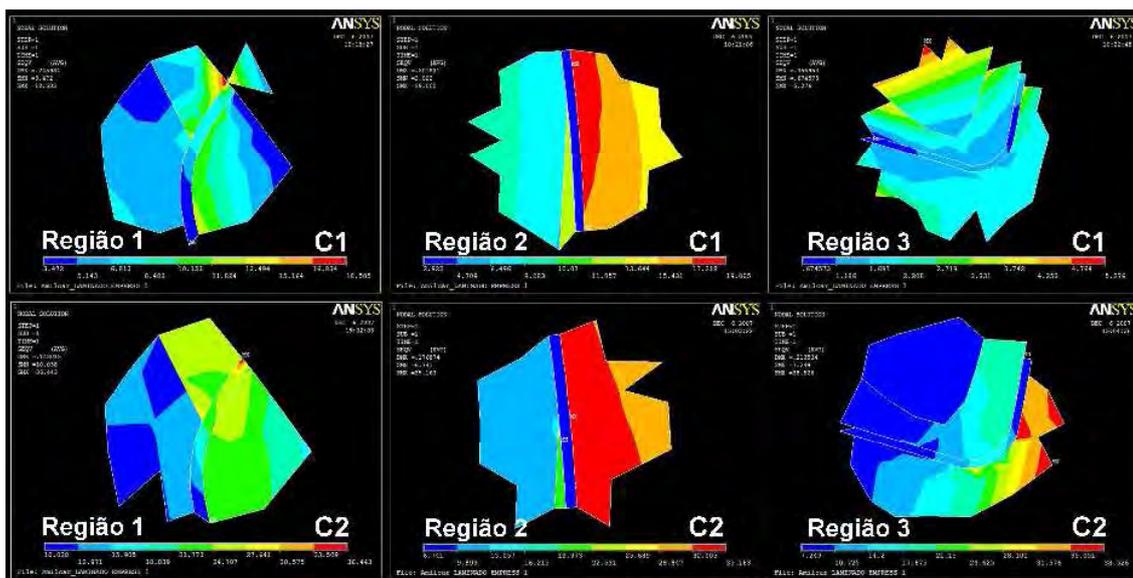


Figura 34 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MB1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob as condições de carregamento C1 e C2.



Figura 35 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MB2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob as condições de carregamento C1 e C2.

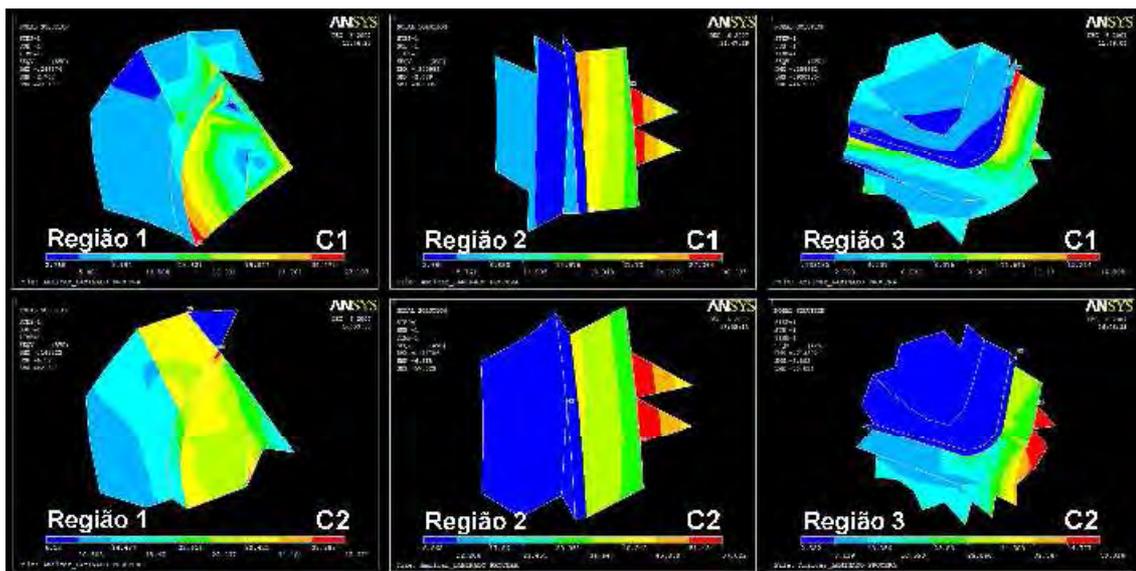


Figura 36 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MB3 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob as condições de carregamento C1 e C2.

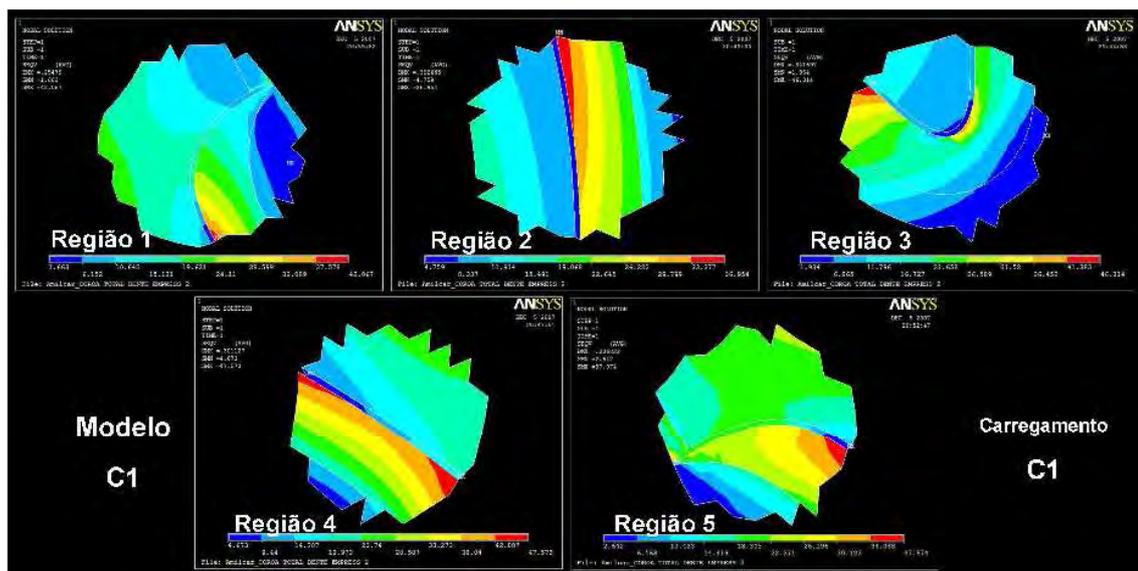


Figura 37 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MC1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C1.

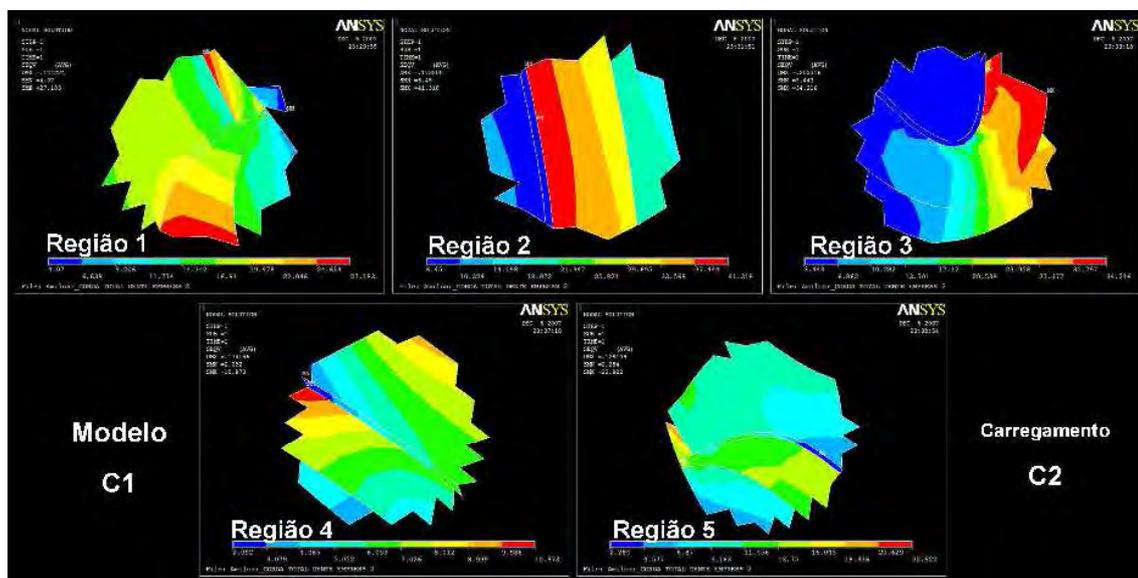


Figura 38 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MC1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C2.

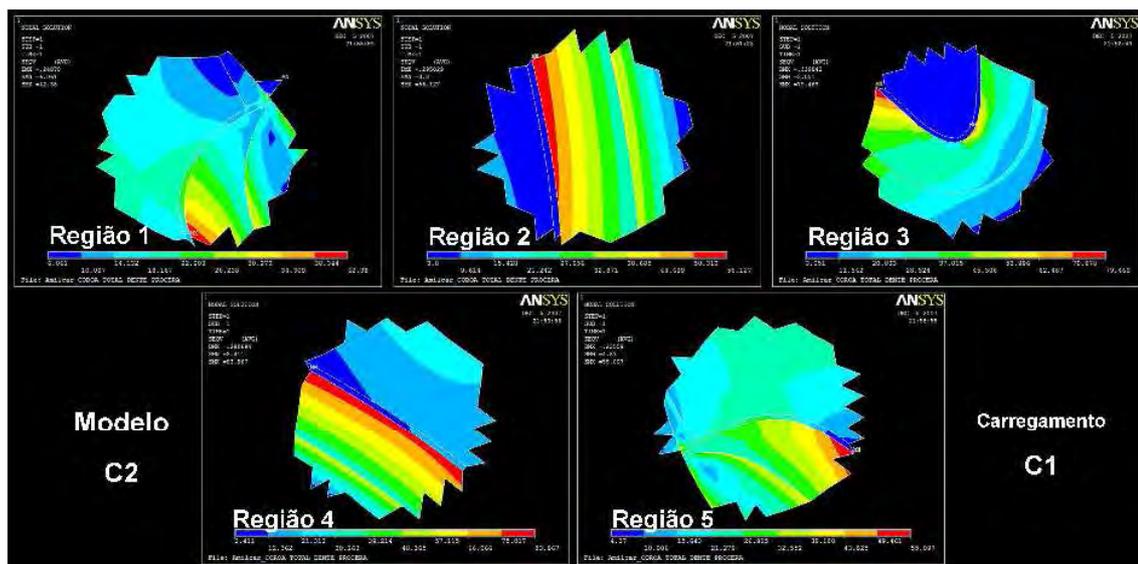


Figura 39 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MC2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C1.

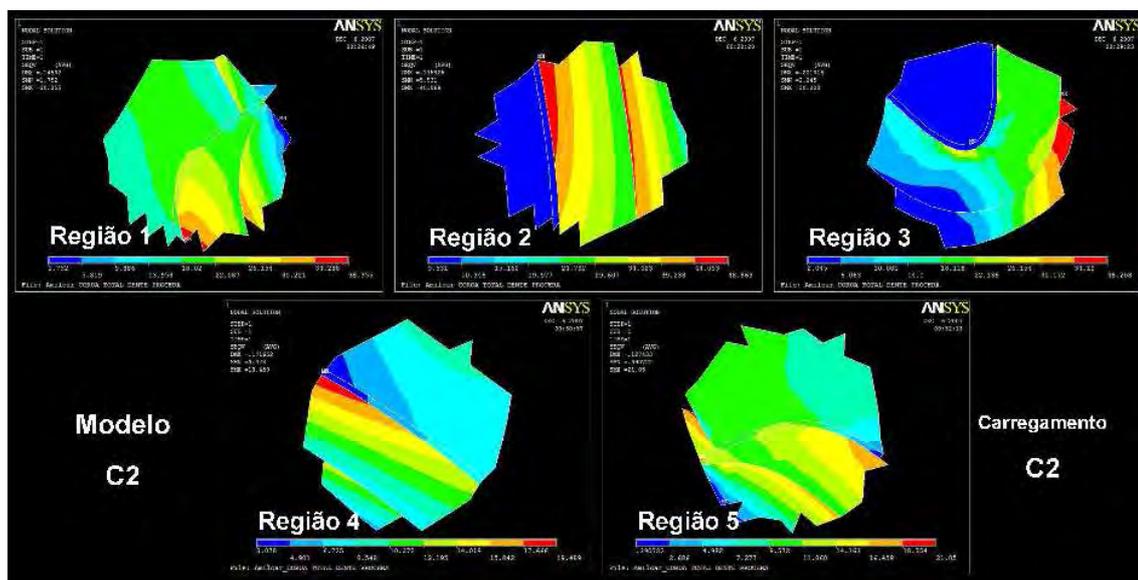


Figura 40 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MC2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C2.

- Resultados do Capítulo 3: Mapas gerais obtidos (Figuras 41 a 44).

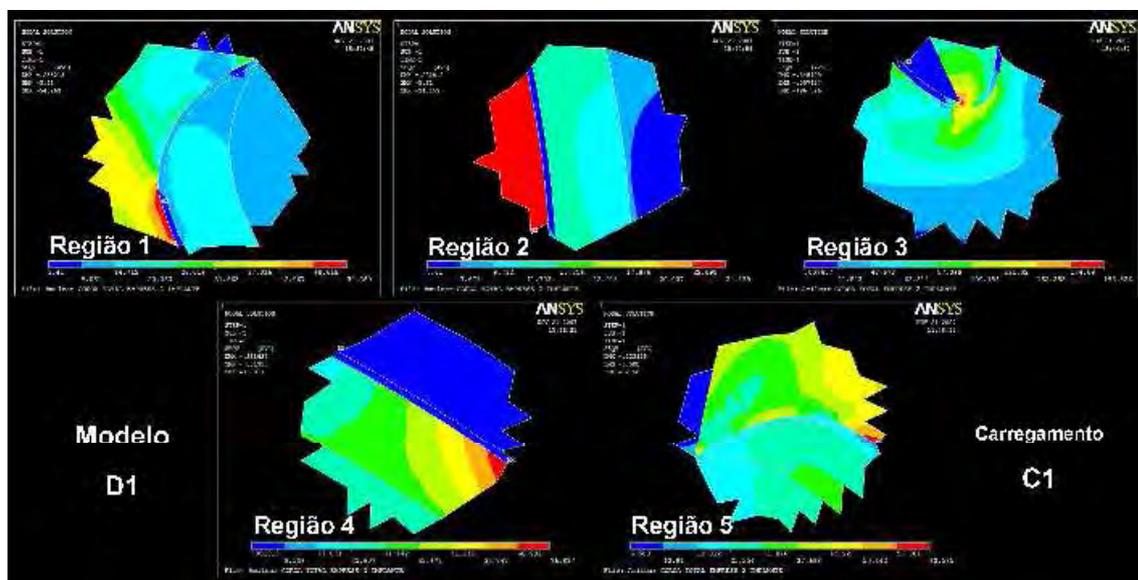


Figura 41 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MD1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C1.

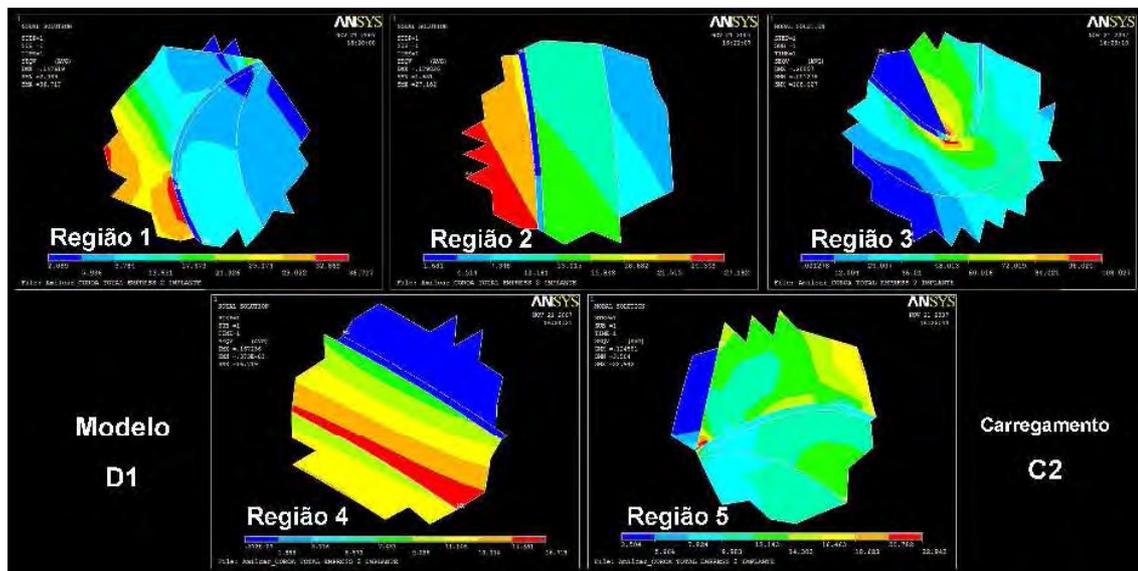


Figura 42 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MD1 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C2.

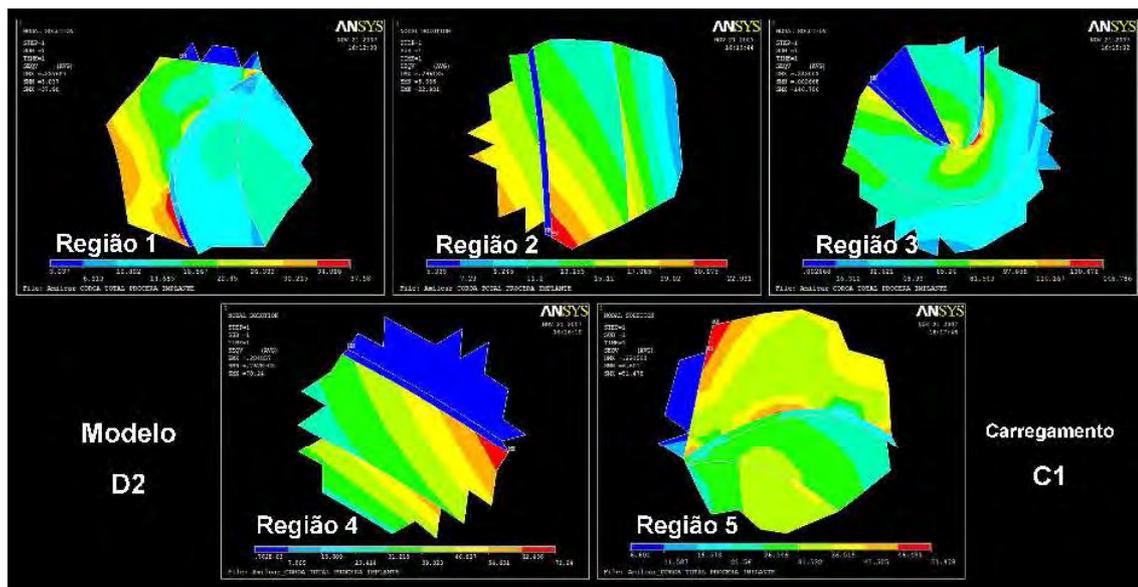


Figura 43 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MD2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C1.

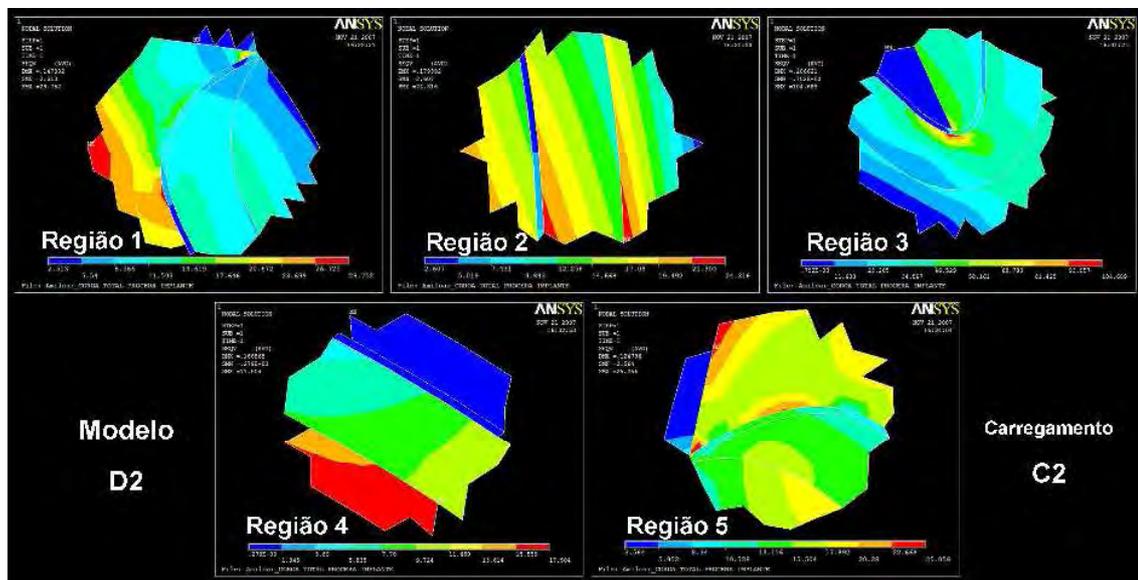


Figura 44 – Mapas específicos segundo o critério das tensões equivalentes de von Mises (σ_{VM}) para o modelo MD2 conforme as regiões descritas na Fig. 13 (página 206), sob a condição de carregamento C2.



Anexo E

4.4 Anexo E

Referências da *Introdução Geral*

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89:374-80.

Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Rest* 1981;60:873-877.

Benevides MCCS, Moraes EJ. Análise de tensões por elementos finitos em implantes osseointegrados: variação do material da coroa protética. *Rev Bras Odontol* 2002;59:128-32.

Berkovitz BKB, Moxham BJ, Newman HN. The periodontal ligament in health and disease. London: Mosby-Wolfe; 1995. 446p.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-74.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:195-202.

Çiftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2000;14:406-11.

Darendeliler S, Darendeliler H, Kinoglu T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 1992;19:371-83.

de Vree JHP, Spierings TAM, Plasschaert AJM. A simulation model for transient thermal analysis of restored teeth. *J Dent Res* 1983;62:756-759.

Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dent Mater* 2001;17:289-95.

Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:498-504.

Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent* 2005;14:166-75.

Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain - veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86:42-6.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002;11:30-40.

Lin CL, Chang CH, Wang CH, Ko CC, Lee HE. Numerical investigation of the factors effecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. *J Oral Rehabil* 2001;28:517-25.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006;11:35-43.

Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach. 1st ed., Chicago: Quintessence Publishing Co; 2002.

Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser U. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:239-48.

Misch CE. Dental implants prosthetics. 1^a ed., St. Louis: Elsevier Mosby; 2006.

Odén, A.; Andersson, M.; Ondracek, I. K.; Magnusson, D. (1998) Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 80: 450-456.

Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and

supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;73:140-7.

Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:781-90.

Van Noort R, Cardew GE, Howard IC. A study of the interfacial shear and tensile stresses in a restored molar tooth. *J Dent* 1988;16:286-293.

Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996;76:140-4.

Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-7.

Williamson LJR, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endodon* 1995;21:362-7.

Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endodon* 1998;24:107-111.

Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite element analysis. *Dent Mater* 2006;22:1035-44.