

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC
Centro de Ciências da Saúde - CCS
Programa de Pós-Graduação em Odontologia - PRPGO
Área de Concentração: Dentística

Letícia Brandão Durand

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM INLAYS CERÂMICOS:
INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DO PREPARO CAVITÁRIO, DA UTILIZAÇÃO DE BASES
CAVITÁRIAS E DA ESPESSURA DO MATERIAL CERÂMICO
VOLUME I

Tese de Doutorado

Florianópolis, 2009
Letícia Brandão Durand

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM INLAYS CERÂMICOS:
INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DO PREPARO CAVITÁRIO, DA UTILIZAÇÃO DE BASES
CAVITÁRIAS E DA ESPESSURA DO MATERIAL CERÂMICO

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor em Odontologia - Área de Concentração Dentística.

Orientador: Prof. Luiz Narciso Baratieri, Dr.
Co-orientador: Prof. Sylvio Monteiro Junior, Dr.

Florianópolis, 2009

Letícia Brandão Durand

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM INLAYS CERÂMICOS:
INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DO PREPARO CAVITÁRIO, DA UTILIZAÇÃO DE BASES
CAVITÁRIAS E DA ESPESSURA DO MATERIAL CERÂMICO

Esta tese foi julgada e aprovada para a obtenção do grau de **DOUTOR EM
ODONTOLOGIA - ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA** no
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA da
Universidade Federal de Santa Catarina
Florianópolis, 24 de agosto de 2009.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri
Universidade Federal de Santa Catarina
Orientador

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
Universidade Federal de Santa Catarina
Co-Orientador

Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dra Roselaine Terezinha Pozzobon
Universidade Federal de Santa Maria

Prof. Dr. Bruno Carlini Júnior
Universidade de Passo Fundo

A satisfação está no esforço e não apenas na realização final.

Mahatma Ganghi

Que ninguém se engane, só se consegue a simplicidade através de muito trabalho.

Clarice Lispector

*A minha querida Vó Eunice, a melhor avó
que alguém poderia ter. Educadora
obstinada, à frente de seu tempo, minha
maior incentivadora. Tua participação em
minha vida foi e sempre será marcante,
inesquecível.*

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Luiz Narciso Baratieri, obrigada pela atenção, confiança, franqueza e pelas incontáveis oportunidades de crescimento pessoal e profissional. Seu entusiasmo e vibração são contagiantes. Obrigada por me influenciar tanto. Ser orientada pelo senhor foi a realização de um sonho que se iniciou em 1992, quando pela primeira vez assisti a um curso seu. O impacto foi tanto que a partir desse dia, ainda no terceiro semestre do Curso de Odontologia, me apaixonei pela Dentística e nunca mais me esqueci desse grande professor.

Ao Professor Sylvio Monteiro Junior, que me influenciou da mesma forma, pois nesse curso também estava presente. Depois desse vieram muitos outros, e minha admiração crescia cada vez mais. Quando soube que seria meu co-orientador, não poderia ter ficado mais feliz. O senhor superou todas as minhas expectativas! Obrigada por me ouvir, por acreditar, por participar e, principalmente, por se emocionar tanto com nosso trabalho.

Aos Professores César Alves de Andrade, Cleo Nunes de Sousa, Edson Medeiros de Araújo Junior, Élito Araújo, Gilberto Müller Arcari, Hamilton Pires Maia, João Roberto Sanford Lins, Luiz Clóvis Cardoso Vieira, Mauro Amaral Caldeira de Andrada, obrigada pelo maravilhoso convívio, pelos ensinamentos diários, pela dedicação ao ensino e pelo exemplo de vida. Vocês são uma inspiração para mim.

Ao Professor Guilherme Carpena Lopes, obrigada pelo incentivo, pela sinceridade, por contribuir ativamente para minha formação e pelas inúmeras oportunidades de reflexão e discussão científica.

Ao Professor Paulo Kano, por compartilhar de forma tão desprendida todo o seu conhecimento, pela confiança, oportunidade de trabalho e, principalmente, pela amizade, o meu sincero agradecimento.

Aos funcionários da disciplina de Dentística da UFSC, D. Léa e Bruno, e à funcionária da Pós-Graduação em Odontologia Ana Maria, pela competência, prontidão e delicadeza. Muito obrigada.

Às funcionárias da *Baratieri, Clínica Odontológica* Rosângela e Teresinha, por estarem sempre dispostas a auxiliar de forma carinhosa e competente.

À Universidade Federal de Santa Maria, pela formação, pelo trabalho e por proporcionar a possibilidade de qualificação docente.

Aos queridos colegas Professores da Disciplina de Dentística Restauradora da UFSM, Roberto Bisogno, José Carlos Pithan, Alexandre Henrique Susin, Jeferson da Costa Marchiori, Roselaine Pozzobon, pelo incentivo, apoio e convivência, e por assumirem todos os meus compromissos na UFSM para que eu pudesse aproveitar esta maravilhosa oportunidade de qualificação.

O meu agradecimento especial a Roselaine Pozzobon, que acompanhou de perto a minha trajetória, sempre acreditando em mim. Admiro-te por tua coragem e integridade, por tua força e fé. Ter-te como colega e amiga é um privilégio.

À CAPES, pela bolsa de estudos.

À Universidade Federal de Santa Catarina, em especial ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, na pessoa de seu coordenador, Dr. Ricardo de Souza Magini.

Ao Professor Doutor José Henrique Souza da Silva, da UFSM, que realizou a análise estatística da validação do modelo geométrico. Obrigada por sua disponibilidade e atenção.

Ao Professor Giovanni Secco, obrigada pela revisão do texto, realizada de forma tão competente e atenta.

Ao Professor Dr. Bruno Carlini Junior, sempre tão gentil e educado. Obrigada pela confiança e pela oportunidade de trabalho e crescimento profissional.

Ao Professor Dr. Edison da Rosa, que apoiou nosso trabalho e gentilmente abriu as portas da Engenharia Mecânica para a execução da simulação computacional e da parte experimental do estudo.

Ao acadêmico de Engenharia Mecânica da UFSC França Horn, pela dedicação na etapa de modelagem geométrica e, principalmente, por compreender a busca incessante pela perfeição do modelo.

À amiga Jackeline Guimarães, por me apresentar ao mundo dos elementos (in)finitos e dividir comigo sua experiência nessa e em tantas outras áreas. Como

você mesma disse, “formamos uma boa dupla”. A nossa união e companheirismo despertou o melhor de cada uma, tornando-nos fortes e capazes de superar os incontáveis desafios.

A Renata Gondo. É muito difícil encontrar uma pessoa como você, amiga querida, sempre disposta a auxiliar, a incentivar e a dar apoio. Tua capacidade de trabalho, competência e comprometimento são admiráveis. Conviver contigo foi um aprendizado. Que os reencontros sejam muitos!

À amiga Jussara Bernardon, obrigada simplesmente por ser a pessoa que é: batalhadora inteligente, amiga e sincera. Contar com teu apoio foi fundamental nesse período. Saiba que sempre poderás contar comigo.

Ao casal amigo Renata Gondo e Tiago Machado, obrigada por compartilhar tantos momentos felizes!

A Andressa Balarin e a Guilherme Carpena Lopes, obrigada pela amizade e convívio, vocês são um casal excepcional!

A Mírian Marly Becker e a Maria Helena Pozzobon, pela gentileza, amizade e convívio, os meus sinceros agradecimentos.

Aos colegas de curso Beatriz, Fábio, Jussara, Kazuza, Luciana, Luís, Mônica e Tiago, por compartilhar desta experiência e pela amizade.

À turma do mestrado e doutorado 2008, obrigada pelas trocas, pela amizade e excelente convívio. Sentirei saudades de todos.

A Guga e a Rita, pelo amor incondicional, companheirismo, bom humor e alegria. A existência de vocês torna nossa vida mais leve e divertida.

Aos amigos de Florianópolis Geórgia e Jô, Juliano e Mauren, Marcos e Helena, pelos momentos de descontração, pela compreensão e por cuidarem do Rodrigo quando eu não estava presente.

À Família Brandão, tios, tias, primos e primas. Obrigada por torcerem por mim e por estarem sempre ao meu lado.

À Família Durand, obrigada pelo carinho, acolhimento e por realmente me fazer sentir um membro dessa família.

Aos meus queridos irmãos, Lenisa e André, a nossa união nos torna próximos mesmo que fisicamente estejamos tão distantes. Obrigada pelas palavras de estímulo, pela preocupação e, sobretudo, pela amizade.

Aos meus Pais. Obrigada por minha educação, pelo amor e apoio incondicional, por me estimularem a estudar e por vibrarem a cada etapa realizada deste trabalho. Sem vocês eu nada seria.

Ao amor da minha vida, Rodrigo, por simplesmente seres como és e por me aceites como eu sou. Por me acompanhar nessa jornada e me apoiar em todas as etapas do curso. Sem tua presença, ajuda e atitude positiva, as dificuldades seriam maiores. Saibas que daqui para frente tudo será mais fácil. Prometo que voltarei a ser a Letícia que conhecestes, mais leve, companheira e divertida. Te amo muito.

Resumo

DURAND, Letícia Brandão. **Estudo da distribuição de tensões em inlays cerâmicos:** influência da profundidade do preparo cavitário, da utilização de bases cavitárias e da espessura do material cerâmico. 2009. 115 f. Tese (Doutorado em Odontologia - Área de Concentração Dentística) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

O presente estudo avalia a distribuição de tensões de Von Mises em modelos tridimensionais de pré-molares pelo método dos elementos finitos. Os modelos geométricos foram confeccionados com o programa SolidWorks (Dassault, França) e se diferenciavam pela profundidade da parede pulpar, espessura do material cerâmico e presença de bases cavitárias de resina composta com diferentes módulos de elasticidade. Após a construção, os modelos foram discretizados no programa Ansys Workbench (Swanson Analysis Inc. Houston, PA, EUA), por meio de elementos tetraédricos parabólicos. Todos os constituintes dos modelos foram considerados elásticos, contínuos e isotrópicos. As constantes elásticas aplicadas, selecionadas a partir de estudos publicados, foram o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson. Os modelos foram engastados nas faces proximais e na base do osso maxilar, e uma carga de 100 N foi aplicada nas vertentes internas das cúspides vestibular e lingual, com uma inclinação de 45 graus. Após a execução das simulações, os diagramas de tensões de Von Mises foram analisados. Foi possível verificar que a profundidade do preparo cavitário, a espessura do material cerâmico e a utilização de bases cavitárias influenciaram na distribuição de tensões nos diferentes modelos estudados. As restaurações com maior espessura de material cerâmico tendem a apresentar uma distribuição de tensões mais favorável, principalmente quando cimentadas diretamente sobre o preparo cavitário, sem a existência de materiais intermediários.

Palavras-chave: Restaurações intracoronárias. Resinas compostas. Simulação por computador. Análise de elemento finito. Porcelana dentária.

Abstract

DURAND, Leticia Brandão. **Estudo da distribuição de tensões em inlays cerâmicos: influência da profundidade do preparo cavitário, da utilização de bases cavitárias e da espessura do material cerâmico.** 2009. 115f. Tese (Doutorado em Odontologia - Área de Concentração Dentística) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

The present study applied the finite element method to analyze the Von Mises stress in three-dimensional premolar models. The geometric models were developed using the SolidWorks (Dassault, France) program and presented different pulpal floor depth, thickness of the ceramic material and composite resin bases with different elastic modulus. After construction the models were submitted to discretization through the Ansys Workbench program (Swanson Analysis Incorporation, Houston, PA, USA). Parabolic tetrahedral elements were selected to compose the mesh. All the structures were considered elastic, continuous and isotropic. The elastic modulus and Poisson's coefficient were selected from published studies. The models were fixed on the proximal surfaces and upper part of the maxillary bone. A load of 100N was applied in the buccal and lingual cusps with an inclination of 45 degrees. After the simulations were performed, the Von Mises diagrams were analyzed, and it was possible to verify that the depth of the cavity floor, the thickness of the ceramic material and the use of composite bases influenced the stress distribution in the different models. Restorations with larger thickness of ceramic material tend to present a more favorable stress distribution, especially when cemented directly over the dental tissues without the existence of intermediate materials.

Key-words: Inlays. Composite Resins. Computer Simulation. Finite Element Analysis. Dental Porcelain.

Lista de Abreviaturas e Símbolos

CAD - *Computer-Aided Design*, desenho assistido por computador

CEPSH - Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

E - Módulo de elasticidade

Exp - Ensaio experimental

GPa - Gigapascal

Grante - Grupo de Análise e Projeto Mecânico

KN - Quilonewton

mm - Milímetros

mm/min - Milímetros por minuto

MPa - Megapascal

N - Newton

n - número de corpos de prova em dado grupo

Num - Ensaio numérico

p. - Página

UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina

v- Coeficiente de Poisson

Vol. II - Volume II

SUMÁRIO

| | |
|--|------------|
| 1 INTRODUÇÃO | 15 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA..... | 18 |
| 2.1 INLAYS CERÂMICOS..... | 18 |
| 2.2 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS | 38 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 52 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS | 54 |
| 4.1 PRÉ-PROCESSAMENTO | 56 |
| 4.1.1 Modelagem Geométrica..... | 56 |
| 4.1.2 Modelagem por Elementos Finitos..... | 64 |
| 4.1.3 Definição das Propriedades Mecânicas..... | 65 |
| 4.1.4 Definição das Condições de Contorno e Carregamento | 66 |
| 4.2 PROCESSAMENTO..... | 67 |
| 4.3 PÓS-PROCESSAMENTO..... | 67 |
| 4.4 VALIDAÇÃO..... | 69 |
| 4.4.1 Ensaio de Resistência à Compressão | 69 |
| 4.4.2 Simulação Computacional do Ensaio de Compressão | 72 |
| 4.4.3 Comparação entre o Ensaio Experimental e a Simulação Computacional | 76 |
| 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO..... | 79 |
| 5.1 A METODOLOGIA..... | 79 |
| 5.2 OS RESULTADOS | 85 |
| 6 CONCLUSÃO..... | 97 |
| 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 99 |
| 8 ANEXOS | 112 |

1 INTRODUÇÃO

O emprego de restaurações cerâmicas é amplo, e suas indicações bem fundamentadas na literatura. Avaliações clínicas que investigam sua longevidade demonstram que são eficazes na recuperação estética e funcional do remanescente dental. Além disso, os índices de sucesso reportados são elevados em avaliações clínicas de até 10 anos. O pequeno percentual de falhas está relacionado, principalmente, à fratura do material restaurador.

Na tentativa de aprimorar essa técnica, investigam-se os motivos que levam à fratura do material cerâmico. Alguns atribuem à natureza friável das cerâmicas e sua baixa resistência à tração, notadamente quando utilizadas em espessuras reduzidas. Além disso, fatores como a configuração do preparo cavitário, a profundidade da parede pulpar e o módulo de elasticidade das estruturas de suporte também podem contribuir para que ocorra a fratura do material.

Atualmente, estão em evidência os princípios da biomimética e da odontologia minimamente invasiva. O primeiro preconiza que os materiais restauradores devem apresentar comportamento biomecânico semelhante ao das estruturas dentárias que irão substituir. Já o segundo entende que os preparos cavitários devem ser realizados de forma que haja a máxima preservação das estruturas dentárias sadias.

De acordo com os fundamentos da biomimética, as cerâmicas apresentam módulo de elasticidade semelhante ao do esmalte; e as resinas compostas, ao da dentina. Partindo dessa premissa, cavidades profundas, com grandes perdas de esmalte e dentina, teriam um melhor comportamento biomecânico ao se aplicar a técnica do preenchimento, pela qual a dentina é substituída pela resina composta, e o esmalte, pelo material cerâmico. Essa técnica evita a remoção de estruturas sadias, ou seja, promove sua conservação. Dessa forma, os princípios da biomimética e da odontologia minimamente invasiva são aplicados

simultaneamente. Apesar das vantagens apontadas, existem poucos estudos científicos conclusivos que investigam a eficácia desse procedimento.

Para avaliar a resistência à fratura, ensaios mecânicos têm sido o meio de investigação mais utilizado nos últimos trinta anos, no entanto essa metodologia apresenta limitações. O teste é destrutivo e os esforços produzidos são estáticos e não simulam com fidelidade as condições intrabucais. Considerando que existe dificuldade na obtenção de dentes extraídos para a execução dos testes e que o número de corpos de prova necessário para que o estudo apresente resultados confiáveis é considerável, métodos alternativos devem ser investigados e, se aprovados, empregados na avaliação de materiais e técnicas restauradoras.

A simulação computacional por elementos finitos é uma metodologia alternativa, ainda pouco empregada na odontologia pela dificuldade de obtenção de modelos computacionais tridimensionais fidedignos. Uma das principais vantagens da análise por meio do método dos elementos finitos é o fato de a técnica não ser destrutível: uma vez que se obtém o modelo, diversas situações clínicas podem ser rapidamente reproduzidas sem a necessidade de confecção de numerosos corpos de prova. Além disso, a metodologia permite a visualização e a análise tridimensional da concentração e da distribuição de tensões nos modelos estudados, apresenta menor custo quando comparada aos estudos laboratoriais e ainda minimiza as dificuldades relacionadas às questões éticas quanto à obtenção de dentes extraídos para estudos.

Dessa forma, destaca-se a importância do presente estudo, que tem por objetivo avaliar a influência da profundidade do preparo cavitário, da utilização de bases cavitárias de resinas compostas com diferentes módulos de elasticidade e da espessura do material cerâmico na distribuição de tensões em inlays por meio do método dos elementos finitos.

2 REVISÃO DA LITERATURA¹

2.1 Inlays Cerâmicos

Os inlays cerâmicos foram introduzidos por Land em 1889 (apud BANKS, 1990). Durante aproximadamente um século, esse procedimento foi pouco utilizado por apresentar um grande número de insucessos atribuídos à fratura do material cerâmico e à perda de retenção, em virtude da ineficácia dos sistemas de cimentação e da baixa resistência das cerâmicas empregadas no período (BLATZ, 2002; MEYER JUNIOR et al., 2003). Além disso, a presença de microinfiltração e a pobre adaptação marginal também contribuíram para o abandono da técnica (BANKS, 1990). O desenvolvimento de sistemas cerâmicos mais resistentes, associado aos avanços dos sistemas de cimentação adesiva, permitiu, em 1983, o ressurgimento dessa técnica (SIMONSEN; CALAMIA, 1983).

Em 1990, a Ivoclar Vivadent (Liechtenstein) iniciou a comercialização do sistema IPS Empress, que é classificado como uma cerâmica vítrea prensável, reforçada por leucita, indicada para a confecção de inlays, onlays, facetas e coroas (GALIATSATOS; BERGOU, 2008; STOLL et al., 2007). Por apresentar maior estética, biocompatibilidade, resistência (SADOWSKY, 2006; TOUATI et al., 2000) e estudos laboratoriais positivos e previsíveis (ROULET, 1997), esse sistema tornou-se um dos mais utilizados (CHRISTENSEN, 1998; MILLEDING; ORTENGREN; KARLSSON, 1995). A principal vantagem desse material está relacionada à forma de obtenção das restaurações. Como estas são confeccionadas pela técnica da cera perdida, o sistema é injetado sob alta temperatura e pressão. A combinação do calor e da pressão diminui a contração do material e aumenta sua resistência mediante a

¹ Baseada na NBR 10520: 2002 da ABNT

incorporação dos cristais de leucita que atuam como barreiras, dificultando o processo de propagação de trincas e rachaduras (BROCHU; EL-MOWAFY, 2002).

Brochu e El-Mowafy (2002) realizaram uma revisão sistemática com a finalidade de identificar a longevidade e as principais causas de fracasso das restaurações confeccionadas com o sistema IPS Empress. Foram incluídos na análise estudos realizados nos últimos dez anos com inlays, onlays e coroas, publicados em inglês, com durabilidade de no mínimo 2 anos. Após pesquisa na base de dados do Medline, apenas seis artigos científicos de acompanhamento clínico enquadraram-se nos critérios preestabelecidos. O índice de sucesso foi de 96% para um período de 4,5 anos e de 91% para um período de 7 anos. A principal causa de fracasso foi a fratura da restauração.

Atualmente, os inúmeros estudos clínicos disponíveis reportam elevados índices de sucesso dos inlays cerâmicos (Tabela 1). Alguns estudos longitudinais demonstram índices de aproximadamente 80% de sucesso em períodos de 6 a 10 anos (EL-MOWAFY; BROCHU, 2002; FELDEN et al., 1998; GALIATSATOS; BERGOU, 2008; HAYASHI et al., 2000; KRAMER; FRANKENBERGER, 2005; STOLL et al., 2007; THORDRUP; ISIDOR; HORSTED-BINDSLEV, 2006; ZIMMER et al., 2008), chegando a atingir 100% em avaliações mais curtas (FRIEDL et al., 1996; KREJCI; KREJCI, LUTZ, 1992; MANHART et al., 2000; SCHEIBENBOGEN et al., 1998).

Tabela 1 – Estudos clínicos longitudinais de restaurações indiretas cerâmicas: autores, ano de publicação, número de restaurações realizadas, período de avaliação, materiais utilizados, causas de insucesso e percentual de sucesso clínico

| | <i>Autores e ano</i> | <i>Número</i> | <i>Período (anos)</i> | <i>Materiais</i> | <i>Causas de insucesso</i> | <i>Sucesso</i> |
|-----|---|---------------|-----------------------|--|---|----------------|
| 1. | Krejci, Krejci, Lutz (1992) | 10 | 1,5 | IPS Empress, base de CIV e cimento resinoso dual | Foi registrado comprometimento da integridade marginal de 33,2% das restaurações após 1,5 ano | 100% |
| 2. | Isidor e Brondum (1995) | 25 | 4,75 | Cerâmica Mirage, base de CIV e cimento resinoso fotop. e dual | Fraturas na região do istmo (11) e sensibilidade (1). Associa a espessuras inferiores a 1,5–2 mm | 52% |
| 3. | Qualtrough e Wilson (1996) | 50 | 3 | Cerâmica Mirage, base de CIV e cimento resinoso dual | Fraturas (8) associadas a procedimentos de ajustes e provas | 84% |
| 4. | Friedl et al. (1996) | 50 | 2 | Cerâmica Mirage II, base de CIV e cimento resinoso dual | Presença de alterações marginais detectáveis por meio de microscopia eletrônica de varredura | 100% |
| 5. | Roulet (1997) | 137 | 6 | Cerâmica Dicor, base de CIV e cimento resinoso dual | Fraturas (7) e problemas de ordem endodôntica (5) | 90,3% |
| 6. | Thonemann et al. (1997) | 51 | 2 | IPS Empress, base de CIV e cimento resinoso dual | Presença de alterações marginais detectáveis por meio de microscopia eletrônica de varredura | 100% |
| 7. | Fradeani, Aquilano, Bassein (1997) | 125 | 4,5 | IPS Empress, base de CIV e cimento resinoso dual | Fraturas (4) | 95,63% |
| 8. | Felden et al. (1998) | 287 | 7 | Dicor, IPS Empress, Cerec, Mirage II, Duceram LFC e cimentos resinosos duais | Fraturas | 94,2% |
| 9. | Van Dijken et al. (1998) | 118 | 6 | Cerâmica feldspática, base de CIV e dois sistemas de cimentação: cimento resinoso dual e CIV | Fraturas e perda de retenção, maior percentual de falhas nas restaurações cimentadas com CIV (26%) | 62% |
| 10. | Scheibenbogen et al. (1998) | 24 | 1 | IPS Empress, resina indireta, base de CIV e cimento resinoso dual | Nenhuma falha foi identificada nos inlays cerâmicos. Nos inlays de resina observaram-se cáries secundárias e perda da vitalidade pulpar | 100% e 94% |
| 11. | Kramer et al. (1999) | 96 | 4 | IPS Empress, base de CIV e cimento resinoso dual | Fraturas (4) e problemas endodônticos (3) | 92,7% |
| 12. | El-Mowafy e Brochu (2002) | 376 | 7 | IPS Empress e cimentos resinosos | Principal causa de falhas nos estudos avaliados foi fratura. A desadaptação marginal também foi muito comum | 91% |
| 13. | Manhart et al. (2000) | 118 | 2 | IPS Empress, base de CIV e cimento resinoso dual. | Desadaptação marginal e fraturas | 100% e 90% |
| 14. | Hayashi et al. (2000) | 45 | 8 | Cerâmica feldspática, base de CIV e cimento resinoso dual. | Fraturas detectadas na avaliação clínica. Desadaptação marginal na avaliação microscópica | 80% |
| 15. | Kramer e Frankenberger (2005) | 96 | 8 | IPS Empress, base de CIV e cimento resinoso dual e fotopolimerizável | Fraturas (8) e endodontia (2) | 92% |
| 16. | Thordrup, Isidor, Horsted-Bindslev (2006) | 29 | 10 | CEREC, Vitadur e cimento resinoso dual | Fraturas e cáries secundárias | 76% a 80% |
| 17. | Stoll et al. (2007) | 1624 | 10 | IPS Empress (não mencionou a forma de cimentação) | Fraturas, defeitos marginais e endodontia | 80% |
| 18. | Zimmer et al. (2008) | 308 | 10 | CEREC I, material de base e cimento resinoso dual | Cáries secundárias, perda de retenção da restauração e fraturas das restaurações | 85,7% |
| 19. | Galiatsatos e Bergou (2008) | 64 | 6 | IPS Empress (base de CIV e cimento resinoso dual) | Fraturas | 93,7% |
| 20. | Lange e Pfeiffer (2009) | 264 | 4,75 | Evopress, base de CIV e cimento resinoso | Fraturas, desadaptação marginal e endodontia | 94% |

O pequeno percentual de falhas dos inlays e onlays cerâmicos está relacionado, principalmente, à fratura do material, à hipersensibilidade persistente ou a problemas de ordem endodôntica e inadequada adaptação marginal (KRAMER et al., 1999; LANGE; PFEIFFER, 2009; ROULET, 1997; THONEMANN et al., 1997).

Martin e Jedyakiewicz (1999) realizaram uma revisão sistemática que tinha por objetivo analisar uma série de estudos clínicos que avaliavam a longevidade e as principais causas de insucesso de inlays cerâmicos cimentados adesivamente. Os autores constataram um índice de sucesso médio de 97,4% em um período de 4,2 anos. O pequeno percentual de falhas identificado estava relacionado à fratura das restaurações.

Fligor (2008) acredita que a maior parte das falhas das restaurações cerâmicas ocorre em virtude de problemas relacionados ao preparo cavitário. O autor afirma que a evolução da cimentação adesiva proporcionou certa liberdade aos preparos cavitários, desde que seus princípios e as propriedades das cerâmicas sejam respeitados. Além disso, a configuração das pontas diamantadas disponíveis auxilia na execução de preparos de acordo com os parâmetros preestabelecidos. O arredondamento dos ângulos internos, a remoção de retenções, a planificação das paredes de fundo e o estabelecimento de uma adequada espessura do material cerâmico são medidas fundamentais que podem ser facilmente estabelecidas com o uso de instrumentos adequados.

Da mesma forma, Fichera, Devoto, Dino (2006) afirmam que o respeito aos princípios biológicos e a utilização de uma abordagem conservadora são os alicerces para a obtenção de sucesso nas restaurações cerâmicas. Os fundamentos que regem os princípios têm por objetivo reduzir as tensões sobre o material cerâmico de natureza friável (BANKS, 1990). Para prevenir a fratura, a etapa de preparo cavitário deve ser considerada uma fase de diagnóstico, além de uma simples fase operatória (FICHERA; DEVOTO; DINO, 2006).

Os princípios do preparo encontram-se bem estabelecidos na literatura, e a maior parte dos autores concorda que os preparos cavitários para inlays e onlays

cerâmicos devem ter ângulos internos arredondados, paredes internas divergentes, redução oclusal de 1,5 mm a 2 mm, redução axial de 1,5 mm, ângulo cavossuperficial com término em 90 graus com a superfície externa e parede pulpar plana. As retenções e irregularidades presentes devem ser eliminadas pela utilização de preenchimentos com materiais adesivos (BANKS, 1990; FEDERLIN et al., 2007; FRADEANI; AQUILANO; BASSEIN, 1997; GALIATSATOS; BERGOU, 2008; KRAMER; FRANKENBERGER, 2005; JACKSON; FERGUSON, 1990; MANHART et al., 2000; MEYER JUNIOR et al., 2003; RITTER; BARATIERI, 1999; ROULET, 1997).

Estudos de resistência à fratura revelam que o preparo cavitário ocasiona a redução da resistência do remanescente dental (ÇÖTERT; SEN; BALKAN, 2001; DIETSCHI et al., 1990), em virtude da perda de estruturas dentárias, que conferem integridade aos dentes. Quanto maior o volume de estruturas removidas, menor a resistência final do conjunto (SOARES et al., 2006). De acordo com St-Georges et al. (2003), os procedimentos de preparo podem levar à perda de até 60% da resistência dos dentes. Os valores de rigidez e a flexão das cúspides também são modificados pela remoção de estrutura dental (MORIN; DELONG; DOUGLAS, 1984). Lopes, Leitão, Douglas (1991) observaram um acréscimo de três vezes na flexão das cúspides de pré-molares após a confecção de preparos mésio-ocluso-distais.

O objetivo de Granath e Svensson (1991) foi avaliar o efeito da forma e das dimensões das cavidades na flexão das paredes vestibular e lingual de pré-molares preparados. O aumento da profundidade da parede pulpar e da extensão do istmo oclusal resultou em maior flexão das cúspides. Os autores acreditam que em cavidades profundas, onde a flexão é maior, pode ocorrer a penetração de fluidos na interface adesiva, o que propicia a microinfiltração e a degradação da camada adesiva nessa região.

Mondelli et al. (1980) avaliaram a influência da abertura vestibulolingual na resistência à fratura de pré-molares preparados. Os resultados demonstraram que, quanto mais conservador o preparo, maior a resistência do dente. O impacto da extensão do istmo na resistência dos dentes preparados foi maior nas cavidades classe II, em virtude da remoção das cristas marginais.

Khera et al. (1991) analisaram o impacto da profundidade pulpar, da largura do istmo oclusal e da quantidade de dentina interaxial na distribuição de tensões de pré-molares. Os autores observaram que a largura do istmo não prejudicou as estruturas dentais remanescentes, desde que a cavidade apresentasse pouca profundidade. A preservação da dentina interaxial foi importante para evitar a indução de tensões de tração na dentina interna. Já a profundidade da parede pulpar foi o parâmetro mais crítico. Em cavidades profundas, observou-se maior concentração de tensões de tração sob a parede pulpar, independentemente da extensão do istmo.

Goel et al. (1992) estudaram as tensões produzidas no esmalte e na dentina em dentes preparados e restaurados levando em consideração a profundidade da parede pulpar. Os resultados do estudo indicam que, quanto mais profunda a cavidade e quanto menor o volume de estrutura remanescente, maior o gradiente de tensões sobre a dentina e maior o potencial para a fratura do conjunto.

Lin et al. (2001) avaliaram o impacto de diferentes configurações do preparo cavitário sobre a distribuição de tensões em modelos de pré-molares pelo método dos elementos finitos. As variáveis analisadas foram profundidade da parede pulpar, volume de dentina interaxial e extensão do istmo oclusal. Os autores concluíram que a profundidade da parede pulpar ocasiona maior concentração de tensões sobre o esmalte e que o volume de estrutura interaxial, sobre a dentina. O fator que apresentou menor influência nos dois tecidos foi a extensão vestibulolingual do istmo oclusal.

Lin et al. (2001) analisaram por meio do método dos elementos finitos a influência da profundidade da parede pulpar sobre a concentração de tensões em pré-molares, com diferentes condições de contato e carregamento. A condição mais desfavorável foi a aplicação de uma carga pontual sobre a cúspide lingual com ângulo de incidência de 45 graus. O aumento da profundidade da parede pulpar ocasionou maior concentração de tensões de tração sobre o remanescente, principalmente no ângulo linguopulpar. A adesão na interface dente/restauração

também influenciou na concentração de tensões. Dessa forma, foi possível afirmar que preparos cavitários com grande profundidade proporcionam maior risco de fratura, principalmente quando os contatos incidem sobre a cúspide lingual e a adesão entre o material restaurador e os tecidos dentários está comprometida.

As causas das fraturas não estão somente relacionadas a problemas no preparo cavitário. De acordo com Martin e Jedyakiewicz (1999), as falhas também podem ser atribuídas à inadequada espessura do material cerâmico, à excessiva carga oclusal em pacientes portadores de bruxismo e aos procedimentos de ajuste oclusal. Outros autores também relacionam esses fatores à fratura de restaurações cerâmicas (ISIDOR; BRONDUM, 1995; HAYASHI et al., 2000; KRAMER et al., 1999; KRAMER; FRANKENBERGER, 2005; MILLEDING; ORTENGREN; KARLSSON, 1995; QUALTROUGH; WILSON, 1996).

Os procedimentos de ajuste com instrumentos rotatórios interrompem a regularidade da superfície da cerâmica e podem servir de gatilho para desencadear o processo de propagação de trincas (QUALTROUGH; WILSON, 1996), que, com o passar do tempo e pela ação das forças mastigatórias, pode levar à fratura da restauração (MESSER; PIDDOCK; LLOYD, 1991). Dessa forma, após a realização dos ajustes, é fundamental dar um polimento adequado à cerâmica (BOUSHELL; RITTER, 2009). No entanto, muitas vezes, os procedimentos de polimento são difíceis de se realizar no ambiente intrabucal e alguns defeitos de superfície, gerados durante a etapa de desgaste, podem prevalecer e, com isso, favorecer o processo de propagação de trincas e rachaduras (KRAMER; FRANKENBERGER, 2005).

As trincas também podem ser originadas durante o processo de confecção das restaurações, devido à expansão térmica e à transição de fases, envolvendo alteração de volume do material, quando ocorre o resfriamento. Os defeitos de superfície também podem ser originados ao longo do tempo pelos processos de fadiga térmica e mecânica (MESSER; PIDDOCK; LLOYD, 1991).

Difícilmente no ambiente bucal os inlays são submetidos à carga necessária para ocasionar sua fratura. No entanto, as cargas fisiológicas com menor intensidade

podem levar à formação de trincas, que se propagarão ao longo do tempo, aceleradas pela degradação hidrolítica. Peters, De Vree, Brekelmans (1993), por meio do método dos elementos finitos, observaram que a propagação de trincas pode iniciar-se na superfície interna da porcelana, próximo ao ângulo axiopulpar, com aproximadamente 60% da carga necessária para ocorrer a fratura.

A resistência à fratura das restaurações cerâmicas não depende somente das propriedades mecânicas do material restaurador. Além das propriedades inerentes à cerâmica, há uma série de fatores que, inter-relacionados, podem influenciar diretamente no desempenho das restaurações. Entre eles se destaca a espessura (FEDERLIN et al., 2007; TSAI et al., 1998; WAKABAYASHI; ANUSAVICE, 2000).

Estudos clínicos longitudinais (ISIDOR; BRONDUM, 1995; LANGE; PFEIFFER, 2009; MORMANN; KREJCI, 1992) associam a ocorrência de fraturas à espessura insuficiente do material cerâmico. Banks (1990) destaca que uma das maneiras de aumentar a resistência das restaurações cerâmicas é proporcionar uma espessura adequada ao material. No entanto, de acordo com Stappert et al. (2008), a espessura e a extensão ideal do preparo ainda não estão bem estabelecidas na literatura.

Garber e Goldstein (1996) afirmam que os limites seguros da espessura de material cerâmico estão entre 1 mm e 2,5 mm e que tanto espessuras inferiores como superiores podem levar à diminuição da resistência da restauração. Já Kramer et al. (1999) e Tsai et al. (1998) recomendam uma espessura mínima de 1,5 mm para prevenir a fratura das restaurações.

Para verificar a influência da configuração do preparo cavitário, da resistência de união do material de cimentação e da espessura do material cerâmico, Brochu e El-Mowafy (2002) realizaram testes de resistência à compressão e microinfiltração marginal, após a ciclagem térmica e mecânica. A configuração do preparo cavitário e o tipo de cimento resinoso utilizado não influenciaram no processo de formação de trincas. Em contrapartida, a espessura do material cerâmico interferiu

diretamente, tendo as restaurações com maior espessura apresentado resultados mais favoráveis nesse critério de avaliação.

De acordo com Scherrer e De Rijk (1993), o módulo de elasticidade relativamente baixo da dentina pode ser responsável pelas tensões de tração geradas na porção interna da cerâmica. Por isso, quando o suporte da restauração apresenta menor módulo, uma maior espessura de material cerâmico é indicada. Os autores acreditam que a espessura do material cerâmico deve ser estimada com base na força máxima de mordida do paciente e conforme o dente restaurado (pré-molares e molares). Destacam, ainda, que estudos futuros devem avaliar a resistência do material suportado por estruturas com diferentes módulos de elasticidade.

Burke et al. (2002) efetuaram uma revisão da literatura em busca de evidências científicas relacionadas ao papel da cimentação adesiva no desempenho das restaurações cerâmicas. Os autores identificaram estudos que comprovam que as restaurações cerâmicas são de fato reforçadas por meio da cimentação adesiva. Além disso, verificaram que esta é capaz de atuar como agente de selamento de defeitos na superfície interna da cerâmica, gerados durante as etapas de processamento das restaurações.

Dalpino et al. (2002) estudaram a influência dos tipos de preparo cavitário e de técnicas restauradoras na resistência à compressão de pré-molares. As restaurações foram confeccionadas com resinas compostas diretas, indiretas e cerâmicas. Os grupos preparados apresentavam comprometimento méso-ocluso-distal e diferenciavam-se por suas características expulsivas (restaurações indiretas) e retentivas (restaurações diretas). Os resultados indicam que os dentes preparados apresentaram menor resistência que os dentes hígidos, independentemente do tipo de preparo cavitário empregado. Todas as restaurações adesivas foram capazes de restabelecer a resistência dos dentes preparados, conferindo valores estatisticamente semelhantes aos hígidos.

Camacho et al. (2007) empregaram testes de resistência à compressão em pré-molares restaurados com diferentes materiais: resinas compostas direta e indireta,

amálgama, amálgama adesivo e cerâmica. Os inlays cerâmicos apresentaram os melhores resultados de resistência à compressão, semelhantes ao grupo hígido, seguidos pelas resinas compostas diretas e indiretas. Os grupos restaurados com amálgama e amálgama adesivo obtiveram o pior desempenho. Esses resultados demonstram que os materiais adesivos têm capacidade de reforçar a estrutura dos dentes preparados.

Çötert, Sen, Balkan (2001) avaliaram a capacidade de diferentes materiais, cimentados adesivamente, reforçarem a estrutura dental de molares preparados. Os materiais empregados foram resinas compostas diretas e indiretas, restaurações metálicas indiretas, amálgama adesivo e inlays cerâmicos. O estudo apresentou dois grupos controle, constituídos por dentes hígidos e por dentes preparados com cavidades méso-ocluso-distais padronizadas. Os resultados indicam que o grupo preparado apresentou resistência à fratura inferior ao grupo hígido e que todas as restaurações adesivas foram capazes de reforçar a estrutura dental, quando comparadas a esse grupo. No entanto, nenhuma técnica restauradora foi capaz de se equiparar ao hígido. Não houve diferença estatística entre as técnicas restauradoras empregadas.

A resistência dos inlays cerâmicos depende da qualidade da cimentação adesiva (STOLL et al., 2007). A natureza friável da cerâmica requer uma adequada estrutura de suporte, para que ocorra a formação de uma unidade entre o dente e o material restaurador capaz de conferir resistência ao conjunto (BERGMAN, 1999; DIETSCHI et al., 1990; KREJCI; KREJCI; LUTZ, 1992; SOARES et al., 2004). A união da porcelana ao esmalte e à dentina garante estabilidade e integridade à restauração, protegendo-a da deflexão e do deslocamento, tornando-a mais resistente às forças oclusais (GARBER; GOLDSTEIN, 1996).

Estudos comprovam que a cimentação adesiva é capaz de reforçar a estrutura dos dentes, recuperando a resistência perdida pelo preparo cavitário, tornando-os semelhantes aos dentes hígidos (GARBER; GOLDSTEIN, 1996; HERNANDEZ et al., 1994; JACKSON; FERGUSON, 1990; MORIN; DELONG; DOUGLAS, 1984). No entanto, a camada adesiva tende a se degradar ao longo do tempo, podendo, em associação a

falhas no preparo cavitário, contribuir para o fracasso das restaurações (FICHERA; DEVOTO; DINO, 2006). De acordo com Armstrong et al. (2003) a resistência de união dos sistemas à dentina diminui consideravelmente após 6 meses de armazenamento. Esse processo pode ter sido ocasionado pela degradação hidrolítica (ARMSTRONG et al., 2003).

Takahashi et al. (2002) avaliaram a resistência de união de sistemas adesivos na realização das restaurações e após o período de 1 ano. As superfícies fraturadas foram observadas por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os valores de resistência à microtração não apresentaram diferença estatística nos períodos testados; no entanto, nas superfícies fraturadas, observadas microscopicamente, foi possível detectar a presença de porosidades na camada híbrida após 1 ano. Peters et al. (1993) acreditam que a presença de porosidades, bolhas e espaços vazios na camada adesiva, associada a sua degradação ao longo do tempo, pode influenciar na diminuição da resistência das restaurações.

As propriedades do substrato de sustentação da cerâmica, como o módulo de elasticidade e a resiliência, também podem influenciar na resistência final dos dentes restaurados (MILLEDING; ORTENGREN; KARLSSON, 1995; WAKABAYASHI; ANUSAVICE, 2000).

Scherrer e De Rijk (1993) destacam que, clinicamente, a fratura de coroas cerâmicas pode ser ocasionada por sua flexão quando suportada por um material de baixo módulo de elasticidade como a dentina. Dessa forma, procuraram estabelecer uma correlação entre o módulo de elasticidade das estruturas que oferecem suporte às coroas cerâmicas cimentadas adesivamente e sua resistência à fratura. Para simular essa condição, as coroas cerâmicas foram cimentadas sobre substratos com diferentes módulos de elasticidade (2,94 GPa, 9,44 GPa e 14 GPa). Após o ensaio de compressão, foi possível identificar que há uma relação diretamente proporcional entre o módulo de elasticidade das estruturas de suporte e a resistência à fratura das coroas cerâmicas. Assim, para conferir maior resistência, indicam a utilização de uma espessura maior de material cerâmico, quando o suporte da restauração apresenta menor módulo.

Os cimentos resinosos também são considerados estruturas de suporte das restaurações cerâmicas, e suas propriedades podem influenciar na resistência do conjunto dente/restauração. Habekost et al. (2007) estudaram a influência do módulo de elasticidade de três cimentos resinosos na resistência à compressão de inlays cerâmicos. Os grupos restaurados não foram capazes de se equiparar com o grupo controle (hígido), tendo os inlays cimentados com o material de maior módulo de elasticidade obtido maior resistência à fratura. Assim, foi possível estabelecer uma correlação entre a resistência à compressão dos inlays cerâmicos e o módulo de elasticidade dos cimentos resinosos.

A crescente demanda por estética não se restringe somente à bateria anterior. Atualmente também existe uma preocupação com relação à aparência do segmento posterior da cavidade bucal. A substituição de restaurações de amálgama por restaurações estéticas indiretas exige adaptações no preparo cavitário original (LUZ et al., 2001). O arredondamento dos ângulos internos, a remoção de retenções e a confecção de paredes expulsivas fazem parte das manobras necessárias de adequação do preparo para receber restaurações indiretas estéticas. Esses procedimentos levam à remoção de estruturas dentárias sadias, com o consequente aumento das dimensões das cavidades, e ainda aceleram os danos do ciclo restaurador repetitivo (ELDERTON, 2002). No entanto, estruturas dentárias podem ser preservadas quando materiais adesivos de preenchimento são empregados para eliminar retenções e irregularidades presentes nas paredes internas das cavidades e reforçar cúspides socavadas de esmalte sem apoio dentinário (HUANG et al., 2008; MAGNE; VERSLUIS; DOUGLAS, 1996; MAGNE, 2006; MEYER JUNIOR et al., 2003; MOSCOVICH et al., 1998; TOUATI et al., 2000).

Além disso, a utilização de bases cavitárias está indicada para planificar a parede pulpar (FARAH et al., 1975), proporcionar espessura adequada de material restaurador e gerar configuração adequada ao preparo cavitário (MAGNE, 2006).

Antigamente, as bases cavitárias tinham por objetivo fornecer proteção ao complexo dentina/polpa contra possíveis danos causados por agentes químicos

irritantes presentes nos materiais dentários. Atualmente, sabe-se que a melhor forma de proteção é a promoção de um selamento adequado das interfaces adesivas para evitar a infiltração bacteriana nessa região (PERDIGÃO; RITTER, 2002). Sendo assim, a função dos materiais de base está restrita à recomposição de estruturas perdidas para favorecer o estabelecimento de uma configuração adequada do preparo cavitário (DIETSCHI; MAGNE; HOLZ, 1994).

Muitos estudos clínicos relatam a utilização de materiais ionoméricos sob restaurações indiretas com a finalidade de planificação da parede pulpar e de remoção das retenções do preparo cavitário (FRADEANI, AQUILANO; BASSEIN, 1997; FRIEDL et al., 1996; GALIATSATOS; BERGOU, 2008; HAYASHI et al., 2000; ISIDOR; BRONDUM, 1995; KRAMER et al., 1999; KRAMER; FRANKENBERGER, 2005; KREJCI; KREJCI, LUTZ, 1992; LANGE; PFEIFFER, 2009; MANHART et al., 2000; QUALTROUGH; WILSON, 1996; ROULET, 1997; SCHEIBENBOGEN et al., 1998; THONEMANN et al., 1997; VAN DIJKEN et al., 1998; ZIMMER et al., 2008). Apesar da ampla utilização desses materiais de preenchimento, existem poucos estudos que avaliam sua influência na resistência do conjunto dente/restauração. Alguns autores acreditam que esse procedimento pode, de alguma forma, repercutir no desempenho das restaurações cerâmicas (BANDITMAHAKUN et al., 2005; FARAH; CRAIG, 1975; HOFMANN et al., 1998; KREJCI; LUTZ; KREJCI, 1988, KREJCI; KREJCI; LUTZ, 1992; MILLEDING; ORTENGREN; KARLSSON, 1995; SCHERRER et al., 1994).

Como as bases cavitárias fazem parte do sistema restaurador, podem influenciar no comportamento biomecânico do conjunto. Krejci, Lutz, Krejci (1988) analisaram a adaptação marginal e a resistência ao desgaste de restaurações de resina composta com diferentes materiais de preenchimento. Foi observado que o módulo de elasticidade, a adesão, o volume e a contração de polimerização do material de base influenciaram na adaptação marginal das restaurações. De acordo com os resultados do estudo, os autores acreditam que os materiais de preenchimento devem apresentar módulos entre 5 GPa e 10 GPa. Quanto ao critério de resistência ao desgaste, foi observado que o grupo controle (sem base cavitária) apresentou resultados superiores aos dos demais grupos.

Em estudo clínico de 1,5 ano realizado pelos mesmos autores, foi observado que as bases de cimento de ionômero de vidro, utilizadas sob inlays cerâmicos, contribuíram para a perda da adaptação marginal. Krejci, Krejci, Lutz (1992) entendem que esses materiais não são adequados para suportar a cerâmica em virtude de suas pobres propriedades mecânicas.

Já Friedl et al. (1997), em estudo clínico longitudinal de 4 anos, verificaram que a presença de bases contribui para a determinação de espessuras homogêneas do material de cimentação; dessa forma, sua utilização pode favorecer o estabelecimento de uma adaptação marginal adequada.

Milleding, Ortengren, Karlsson (1995) estudaram os fatores associados às indicações, às complicações e ao fracasso de inlays cerâmicos por meio de um questionário apresentado a 132 profissionais. A análise das respostas demonstrou que a maior parte dos cirurgiões-dentistas realizava aproximadamente 10 inlays por mês e que as fraturas das restaurações eram a principal causa de fracasso desses sistemas. Por outro lado, houve uma queda na incidência de fraturas quando os profissionais passaram a utilizar somente a aplicação de sistemas adesivos, evitando o uso de bases cavitárias de cimento de ionômero de vidro. Os autores sugerem que a fratura pode estar relacionada ao baixo módulo de elasticidade dos cimentos de ionômero de vidro fotopolimerizáveis e à baixa resistência de união desses materiais às estruturas dentárias e à cerâmica. A diferença de propriedades mecânicas entre os materiais de suporte também pode favorecer a concentração de tensões e fraturas dos inlays cerâmicos. Acreditam, ainda, que a presença de poros na superfície dos cimentos de ionômero de vidro dificulta a remoção dos restos de material provisório, o que pode prejudicar a adesão entre os substratos.

A influência da utilização de bases sob restaurações de amálgama foi avaliada por Farah et al. (1975) e Luz et al. (2001). Os primeiros analisaram a influência de bases cavitárias com diferentes espessuras e módulos de elasticidade na distribuição de tensões em restaurações de amálgama por meio do método dos elementos finitos. As tensões de tração produzidas no amálgama foram aproximadamente quatro vezes maiores no grupo com base cavitária com menor

módulo (1,7 GPa). Já o material com maior módulo (22,4 GPa) forneceu um melhor suporte à restauração, gerando menor concentração de tensões. Por sua vez, Luz et al. (2001) verificaram a influência da utilização de materiais adesivos como forma de reforço do esmalte dental sem suporte dentinário no desempenho clínico de restaurações de amálgama. Os resultados do acompanhamento clínico de 5 anos indicam que materiais adesivos podem ser empregados com a finalidade de conferir resistência ao esmalte sem suporte e evitar a remoção desnecessária de estruturas sadias. Essa técnica possibilita a realização de preparos mais conservadores externamente, enquanto internamente a configuração do preparo é alterada pelo material adesivo de suporte. Não foi observada diferença entre os materiais de suporte avaliados.

Prabhakar et al. (2006) estudaram a capacidade de diferentes materiais adesivos reforçarem as cúspides cujo esmalte apresentava-se sem suporte dentinário por meio do ensaio de resistência à compressão. Os corpos de prova foram confeccionados de forma que uma das cúspides dos molares extraídos apresentava-se totalmente socavada. Os grupos foram distribuídos conforme o material de base empregado: resina composta, resina composta modificada por poliácidos, cimento de ionômero de vidro do tipo cermet e cimento de ionômero de vidro convencional. Os resultados indicam que os materiais adesivos empregados foram capazes de restabelecer parte da resistência perdida, não sendo estabelecida diferença estatística entre os materiais testados.

Hofmann et al. (1998) investigaram a influência da utilização de bases cavitárias de resina composta e cimentos de ionômero de vidro na flexão de cúspides de pré-molares tratados endodonticamente e restaurados com inlays cerâmicos. O preparo cavitário mésio-ocluso-distal reduziu em 50% a estabilidade das cúspides quando comparado ao grupo hígido. Essa redução foi mais acentuada, cerca de 80%, quando o teto da câmara pulpar foi removido para os procedimentos endodônticos. O emprego de bases cavitárias restaurou parte da estabilidade perdida. As bases de resina composta foram mais efetivas na recomposição da rigidez das cúspides, quando comparadas às bases de cimento de ionômero de vidro. No entanto, após a realização de restaurações de resinas compostas sobre as bases, não foi possível

observar diferenças entre os grupos. O mesmo processo foi identificado após a instalação de inlays cerâmicos, que foram capazes de recuperar a rigidez das cúspides perdidas nas manobras de preparo cavitário, independentemente do material de base utilizado.

Banditmahakun et al. (2005) avaliaram a influência da utilização de bases cavitárias com diferentes módulos de elasticidade sob inlays cerâmicos cimentados adesivamente. O grupo controle, grupo 1, foi constituído por inlays cerâmicos cimentados diretamente sobre os tecidos dentários. Os demais grupos foram constituídos por inlays cerâmicos cimentados sobre bases cavitárias com 1 mm de espessura, localizadas sobre a parede pulpar do preparo cavitário. O grupo 2 apresentava base cavitária confeccionada com uma resina composta modificada por poliácidos, e o grupo 3 apresentava uma base decimento de ionômero de vidro resinoso. Os módulos de elasticidade dos materiais de base apresentavam valores de 15,63 GPa e 2,16 GPa respectivamente, e a espessura dos inlays cerâmicos em todos os grupos foi padronizada em 1,5 mm. A resistência à fratura do grupo que apresentava base cavitária com menor módulo foi inferior aos demais grupos. Os autores acrescentam que as bases cavitárias com baixo módulo permitiram a ocorrência de flexão do material cerâmico, gerando tensões de tração na cerâmica que podem levar à fratura em virtude de sua baixa resistência à tração. Um suporte rígido pode aumentar a resistência do conjunto, pois diminui as tensões de tração sobre a estrutura interna da cerâmica. Portanto, o módulo de elasticidade das estruturas de suporte interfere na resistência à compressão dos inlays cerâmicos, devendo ser considerado no momento da seleção do material de base.

Maia (2005) investigou a influência da reconstrução do ângulo axiopulpar com resina composta na resistência à fratura de inlays cerâmicos. Diferentes condições de configuração do preparo cavitário foram testadas, e o grupo controle foi constituído por dentes hígidos. O grupo com preparo cavitário convencional, sem a presença de bases, mais conservador e com maior volume de dentina, apresentou resistência à compressão comparável à do grupo controle. O autor atribuiu os resultados positivos do grupo com preparo cavitário convencional pela maior preservação de estruturas que conferem resistência ao dente e também em virtude

da maior área de substrato disponível para adesão. Os demais grupos foram constituídos por preparos invasivos, com maior comprometimento da parede axial, sendo no grupo 3 reproduzida uma situação extrema, em que não havia paredes axiais ou caixas proximais. A reconstrução dos tecidos perdidos por bases de resina composta não interferiu na resistência à compressão do conjunto. No entanto, ao analisar a classificação das fraturas, foi verificado que o grupo 5, com maior volume de resina composta e menor volume de dentina, apresentou maior incidência de fraturas catastróficas. Esse fenômeno pode ser explicado pela presença de maior volume de material de preenchimento e pela menor área de dentina disponível para adesão.

Magne, Verluis, Douglas (1999) introduziram o conceito de biomimética aplicado à odontologia. Esse paradigma propõe a investigação e a aplicação de materiais com comportamento biomecânico similar às estruturas dentárias. A capacidade do material restaurador em reproduzir as características biomecânicas do dente natural constitui um dos fundamentos da biomimética. Em seu estado natural, os dentes apresentam a capacidade de resistir aos esforços mastigatórios sem que ocorram falhas catastróficas (WANG et al., 2007). Isso se deve ao perfeito equilíbrio existente entre rigidez, resistência e resiliência, obtidos pela interação íntima entre o esmalte e a dentina (MAGNE, 2006).

Os dentes são constituídos externamente pela camada de esmalte, que é uma estrutura translúcida, rígida e com alto grau de dureza. A dentina, que apresenta menor dureza e maior flexibilidade, está intimamente ligada ao esmalte por meio da junção amelodentinária. A dureza do esmalte protege a dentina, e a junção amelodentinária, constituída de fibras colágenas densas, evita que as trincas formadas no esmalte se propaguem através da estrutura dentinária. A combinação e a interação entre o esmalte, a dentina e a junção amelodentinária compensam a friabilidade inerente do esmalte (HUANG et al., 2007; MAGNE; VERSLUIS; DOUGLAS, 1999; WANG et al., 2007).

Os princípios da biomimética podem ser empregados com o uso de materiais semelhantes às estruturas dentais como cerâmicas, resinas compostas, adesivos e

cimentos resinosos. Entre as técnicas restauradoras disponíveis, as restaurações cerâmicas cimentadas adesivamente são consideradas uma opção biomimética (WANG et al., 2007). A porcelana é o material odontológico mais semelhante ao esmalte em termos de resistência à fratura, expansão térmica e módulo de elasticidade. Já as resinas compostas apresentam comportamento semelhante à dentina no que tange à dureza e à rigidez. Deve-se esperar um comportamento biomecânico semelhante ao dente natural quando as porcelanas e as resinas compostas são utilizadas conjuntamente para recompor o esmalte e a dentina perdidos (MAGNE; VERSLUIS; DOUGLAS, 1999; MAGNE, 2006).

Uma das formas de se combinarem esses materiais é por meio da técnica de preenchimento, em que as resinas compostas que substituem a dentina perdida servem de estrutura de suporte para a cerâmica, que, por sua vez, substitui o esmalte perdido. Para verificar a influência da combinação de diferentes espessuras de bases cavitárias de resinas compostas e cerâmicas, Moscovich et al. (1998) realizaram ensaios de resistência à flexão. Os corpos de prova foram constituídos por barras de cerâmicas e de resinas compostas cimentadas adesivamente. Os grupos se diferenciavam pela espessura dos materiais. O grupo 1 apresentava uma barra de 1 mm de resina composta cimentada adesivamente a uma barra de porcelana de 3 mm de espessura. Nos grupos 2 e 3, as barras cimentadas apresentavam espessuras de 2 mm de resina e 2 mm de porcelana e de 3 mm de resina e 1 mm de porcelana respectivamente. O grupo 3 apresentou maior resistência à flexão quando comparado aos demais grupos. Ainda foi possível calcular o plano neutro a partir dos módulos de elasticidade e da espessura dos materiais testados. O grupo 3 foi o único em que o plano neutro estava localizado na resina composta, o que indica que a cerâmica estava exposta somente a tensões compressivas e que as tensões de tração estavam restritas à resina composta. Esse fenômeno explica a maior resistência à flexão do grupo, já que a porcelana é mais suscetível à fratura quando exposta a tensões de tração, sendo mais resistente quando submetida a tensões compressivas. Os autores concluem que o preenchimento com resinas compostas pode fortalecer as restaurações cerâmicas e que em faces de cavidades profundas pode ser interessante aplicar uma maior espessura de resina e uma menor espessura de cerâmica.

Huang et al. (2007) enfatizam a necessidade de utilizar materiais restauradores que se comportam como as estruturas dentárias. O esmalte e a dentina apresentam módulo de elasticidade com valores aproximados de 65 GPa e 20 GPa respectivamente. A junção amelodentinária que une esses tecidos apresenta módulo de elasticidade gradual, ou seja, sua rigidez diminui na medida em que se aproxima da dentina. Esse comportamento contribui para a diminuição da concentração de tensões sobre o esmalte. Na tentativa de aplicar esses conhecimentos e de analisar o comportamento mecânico de estruturas que se assemelham aos tecidos dentários, os autores desenvolveram modelos computacionais simplificados, inspirados nas múltiplas camadas de tecidos que conferem resistência e formam os dentes. Os modelos desenvolvidos apresentavam camadas com módulo de elasticidade correspondente à cerâmica, à dentina e ao cimento resinoso. Também foi desenvolvido um modelo com uma camada que representava a condição da junção amelodentinária, com módulo de elasticidade gradual. Esse modelo apresentou melhor distribuição de tensões quando comparado aos modelos cuja camada intermediária apresentava módulo de elasticidade único.

Huang et al. (2008) avaliaram o comportamento das restaurações com múltiplas camadas de materiais após a imersão em água. Os corpos de prova foram constituídos por três camadas com diferentes materiais restauradores. Essa estrutura tinha a finalidade de simular uma cavidade profunda restaurada com material cerâmico, cimento resinoso e uma resina composta para preencher as retenções existentes na cavidade e substituir parte da dentina perdida. Na medida em que os materiais foram absorvendo água, sua expansão pôde ser observada. Essa expansão promoveu a indução de tensões de tração na porção interna inferior da cerâmica, o que propiciou o desenvolvimento de trincas nessa estrutura.

A presença de restaurações de resinas compostas em dentes anteriores que serão submetidos a facetamento é uma situação clínica bastante comum. No entanto, poucos estudos investigam como essa restauração deve ser integrada ao preparo cavitário e qual o impacto de sua presença sobre a distribuição de tensões sobre a faceta de porcelana. Magne e Douglas (2000) investigaram a influência da

contração de polimerização do cimento resinoso e do efeito da ciclagem térmica sobre diferentes configurações de facetas de porcelana confeccionadas sobre remanescentes dentais que apresentavam restaurações de resina composta classe III por meio do método dos elementos finitos. Foram elaborados três modelos bidimensionais de incisivos centrais, restaurados com facetas de porcelana, os quais se diferenciavam pelo grau de envolvimento da superfície proximal da restauração classe III. Os autores classificaram os preparos (curto, médio e longo) de acordo com o envolvimento interproximal e a cobertura do material cerâmico. Sendo assim, o preparo curto foi realizado de forma a envolver somente a superfície vestibular; o preparo médio envolvia também parte da superfície proximal (50%); e no preparo longo a faceta de porcelana abraçava totalmente a restauração classe III, com a remoção de toda superfície proximal. O preparo cavitário longo apresentou resultados mais favoráveis em termos de concentração de tensões. O envolvimento de grande parte da restauração classe III ofereceu proteção à faceta de cerâmica contra os efeitos deletérios das variações dimensionais sofridas pelas resinas compostas.

Andreasen et al. (1992) avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais fraturados restaurados com diferentes combinações de materiais e técnicas. Os dentes foram fraturados de forma padronizada e restaurados por meio das técnicas de colagem de fragmentos, de facetas de porcelana, de facetas de porcelana associadas à colagem de fragmentos e de facetas de porcelana associadas a restaurações de resinas compostas. Os resultados do estudo revelam que os dentes restaurados exclusivamente com facetas de porcelana obtiveram valores mais elevados de resistência à fratura, sendo equivalentes aos dentes hígidos. As demais técnicas apresentaram valores inferiores. Os autores questionam a combinação de materiais restauradores e atribuem os resultados desfavoráveis às propriedades do material de suporte, a suas dimensões e à adesão da subestrutura aos tecidos e à cerâmica. Destacam, ainda, que a deformação da resina composta, em virtude de seu baixo módulo de elasticidade, parece ser o fator responsável pela indução de tensões sobre o material cerâmico que fratura em vista de sua friabilidade.

2.2 Método dos Elementos Finitos

De acordo com Amarante (2003), o método dos elementos finitos foi desenvolvido na década de 1950, inicialmente para aplicação na engenharia aeroespacial. Na odontologia, a técnica passou a ser estudada na década de 70 por Farah, Craig, Sikarskie (1973).

O método dos elementos finitos é uma técnica relativamente nova, que consiste no desenvolvimento de um modelo matemático que representa a geometria do objeto de estudo. Os componentes desse modelo são subdivididos em um número finito de elementos com formas geométricas simplificadas e dimensões reduzidas. Os vértices dos elementos encontram-se em locais denominados “nós”, sendo o conjunto formado pelos elementos interligados chamado de malha. Esse processo de elaboração da malha é conhecido por discretização do modelo.

Após essa etapa, atribuem-se aos elementos da malha as constantes elásticas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) iguais às dos componentes que esses representam no modelo físico real. Além disso, também são estabelecidas as condições de contorno e carregamento. São utilizadas equações matemáticas para o cálculo da deformação de cada parte da malha. Após os cálculos, obtém-se o comportamento do todo, e os resultados podem ser apresentados em forma de deformação, de deslocamento e de concentração e distribuição de tensões.

Os resultados são fornecidos pelo programa, por meio de representação gráfica colorida, onde se visualizam as áreas submetidas às tensões através de uma escala de cor. A metodologia é dividida em pré-processamento, processamento e pós-processamento. No pré-processamento, ocorre o planejamento, a preparação do modelo, a escolha dos elementos, a discretização e a aplicação das propriedades elásticas dos materiais/estruturas envolvidos e das condições de contorno e carregamento.

A etapa de processamento consiste na solução de equações diferenciais de acordo com as condições impostas na primeira fase. Na etapa de pós-processamento, tem-se a visualização dos resultados na forma de diagramas (AMARANTE, 2003; AUSIELLO et al., 2001; DUMONT; GROSSE; SLATER, 2009; FARAH; CRAIG, 1974; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; LIN et al., 1999; MAGNE; BELSER, 2002; MOTTA, 2007; RUBIN et al., 1983).

Os resultados das análises pelo método dos elementos finitos são expressos por meio de diagramas de distribuição de tensões. Pode-se visualizar tensões de tração, compressão, cisalhamento ou uma combinação delas, denominada de tensões equivalentes de Von Mises. Essas dependem da interação das tensões produzidas e servem para prever o comportamento das estruturas. Os resultados dos estudos que empregam o método de elementos finitos dependem do número de elementos e nós e das constantes elásticas aplicadas (ASMUSSEN et al., 2005).

A metodologia apresenta grande versatilidade. Além das análises referentes às tensões produzidas nos modelos, pode-se simular situações de ciclagem térmica (GUNGOR et al., 2004; TOPARLI; AYSASAKI, 2003) e mecânica (DEJAK; MLOTKOWSKY; ROMANOWICZ, 2003; DEJAK et al., 2005; DEJAK; MLOTKOWSKI, 2008; HUYSMANS; VAN DER VARST, 1993), e situações de absorção de água (HUANG, 2008) e de contração de polimerização (REES; JACOBSEN, 1992). Estudos de otimização de cavidades (SHI; FOK; QUALTROUGH, 2008) e de flexão de cúspides (REES; JACOBSEN, 1998; SORRENTINO et al., 2007) são outras possibilidades da metodologia.

De acordo com Arnetzl e Arnetzl (2009), o método dos elementos finitos oferece resultados válidos para a análise de situações clínicas complexas. Os modelos podem ser desenvolvidos, idealizados e otimizados antes mesmo de existirem fisicamente.

Para Dumont, Grosse, Slater (2009), modelos bem confeccionados conduzem a resultados precisos. Isso significa que estruturas com geometrias complexas podem ser simuladas, sendo a técnica limitada pela qualidade de modelagem e pela

capacidade do computador utilizado. Cada vez mais a metodologia proporciona resultados precisos, confiáveis e previsíveis, em virtude da evolução dos programas computacionais e da tecnologia empregada (BORCIC et al., 2005).

O método dos elementos finitos aplicado em modelos tridimensionais é eficaz na previsão do comportamento biomecânico das estruturas, de acordo com sua configuração, propriedades elásticas aplicadas e intensidade, localização e orientação da carga. A simulação oferece informações importantes que podem auxiliar na identificação dos sítios de desenvolvimento de falhas e locais sujeitos a fraturas, tanto na superfície externa como na interna do modelo. As variáveis podem ser facilmente modificadas, os custos são relativamente baixos, e as simulações são realizadas *in vitro*. Possibilita, ainda, através de alterações dos padrões estabelecidos na fase de pré-processamento, identificar a melhor forma de minimizar o efeito das tensões. Ao realizar a variação de apenas um fator, pode-se verificar sua influência nos resultados (BARINK et al., 2003; BORCIC et al., 2007; DEHOFF; ANUSAVICE; WANG, 1995; MOTTA, 2007).

Magne e Belser (2002) destacam que, apesar de o método envolver procedimentos de modelagem complexa, permite a identificação da distribuição de tensões que não podem ser demonstradas em outras metodologias. O entendimento e a identificação da distribuição de tensões no dente e em suas estruturas são fundamentais na aplicação dos princípios da biomimética, pois essa não preconiza o emprego de restaurações mais resistentes, mas, sim, aquelas que apresentam características mecânicas e biológicas semelhantes às estruturas dentárias, o que pode ser identificado pelo método dos elementos finitos.

Goel et al. (1991) enfatizam, ainda, que a metodologia possibilita o estudo de diferentes estruturas intimamente relacionadas, mas com propriedades mecânicas totalmente diferentes, sem haver interferência nos resultados ou em seu comportamento independente. Além disso, pode-se visualizar as características das interfaces entre os componentes do modelo.

Outra vantagem do método é a eliminação das variações de forma e das propriedades existentes entre os corpos de prova, testados em ensaios laboratoriais (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2008; AUSIELLO et al., 2001). Khera et al. (1988) ressaltam que estudos que utilizam dentes extraídos na confecção dos corpos de prova apresentam alguns vieses como diferença de dimensões, idade, influências étnicas, características hereditárias e composição bioquímica. O método dos elementos finitos elimina também essas variações individuais entre os dentes que ocasionam uma grande dispersão dos dados, o que é característico de estudos laboratoriais.

Pela precisão dos cálculos realizados com os programas computacionais, as simulações podem ser repetidas inúmeras vezes e os resultados serão sempre os mesmos. Por isso, a análise estatística dificilmente é realizada nesse tipo de metodologia. Isso não quer dizer que os resultados dos estudos possam ser aplicados diretamente na população; significa que existem outras formas de erro potencial, que podem ser oriundas do emprego incorreto das propriedades, das condições de contorno, do carregamento e da modelagem inadequados (HOLMES, DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996).

Gao, Xu, Ding (2006) enfatizam a dificuldade de se construírem modelos de estruturas bucais em virtude de sua complexa anatomia. Como se trata de uma simulação computacional, a validade dos resultados depende da semelhança entre o modelo representativo e a estrutura real. As condições de contorno e carregamento e as propriedades aplicadas também interferem nos resultados, mas são informações obtidas na literatura, podendo ser facilmente alteradas, e novos resultados processados rapidamente. No entanto, o desenvolvimento do modelo é uma tarefa complexa e dispendiosa, principalmente quando se trata de um modelo de estruturas biológicas com múltiplos componentes, como ocorre no caso dos dentes e estruturas ósseas adjacentes. Por outro lado, simplificações excessivas poderão influenciar nos resultados.

Os modelos geométricos podem ser bidimensionais, axissimétricos ou tridimensionais. Rubin et al. (1983) destacam a necessidade de avaliações

tridimensionais, pois os dentes não são planos ou simétricos, apresentam forma irregular, sendo sua estrutura composta de múltiplas camadas. Dessa forma, avaliações precisas não podem ser obtidas por modelos que não apresentam tridimensionalidade. Além disso, as condições de carregamento não são fielmente reproduzidas nos modelos bidimensionais e axissimétricos. Para gerar um modelo tridimensional, os autores utilizaram referências anatômicas, dimensões e propriedades descritas na literatura. Quanto às condições de carregamento, essas devem reproduzir as forças funcionais na mastigação. Existe uma grande variedade de valores que podem ser encontrados na literatura, tendo os autores selecionado os mais prevalentes para fins de comparação dos resultados com outros estudos.

De acordo com Kwon et al. (2003), na biomedicina, os modelos podem ser confeccionados a partir de cortes sequenciais, tomografias, ressonâncias e ultrassonografias, onde os dados são convertidos em CAD (Computer-Aided Design, desenho assistido por computador) e programas especializados compõem os modelos. A maior parte dos estudos relata a confecção de seus modelos a partir de cortes sequenciais e fotografias padronizadas (BORCIC et al., 2005, 2007; CHANG et al., 2003; GOEL; KHERA; SINGH, 1990, 1991; GUIMARÃES (2009); LEE et al., 2002). Já Ausiello et al. (2001), Ausiello; Apicella; Davidson (2002) e Ausiello et al. (2004) obtiveram a geometria externa a partir da digitalização dos dados obtidos pelo escaneamento a laser de modelos dentários. A geometria interna das estruturas que compõem os dentes foi construída a partir de dados pesquisados na literatura. Dejak, Mlotkowsky, Romanowicz (2003) Dejak et al. (2005, 2007) e Dejak e Mlotkowski (2008) realizaram os mesmos procedimentos descritos acima para obter a geometria da coroa. Já as raízes foram modeladas por cortes sequenciais.

Existe ainda a possibilidade de se confeccionar o modelo a partir de tomografias microcomputadorizadas. Esse método é rápido e eficaz, no entanto tal tecnologia, de alto custo, não está disponibilizada na maioria das instituições de ensino superior (BARINK et al., 2003; MAGNE, 2007).

Como a confecção dos modelos é uma etapa difícil e complexa, que demanda muito tempo, vários estudos empregam modelos representativos de estruturas dentárias

incompletas, com modelagem apenas da coroa ou coroa e raiz, negligenciando a influência das estruturas de suporte. Rees (2001) avaliou a influência da modelagem do tecido ósseo e do ligamento periodontal na distribuição de tensões de modelos bidimensionais de pré-molares hígidos. Os autores identificaram a necessidade de modelagem do ligamento periodontal e da raiz quando se realizam análises da coroa, com as estruturas ósseas, nesse caso, apresentando influência mínima na distribuição de tensões. Já, ao analisar a região cervical, é fundamental que todas as estruturas de suporte sejam modeladas em virtude da diferença encontrada na distribuição de tensões entre os modelos confeccionados com e sem esses componentes.

De acordo com Genovese, Lamberti, Pappalettre (2005), deve-se atentar à precisão e à validade dos modelos empregados no método dos elementos finitos. A precisão do modelo está relacionada a sua técnica de confecção e pode ser avaliada por meio de testes de convergência do próprio programa de simulação, que identificam falhas e indicam a necessidade de refinamento da malha. Segundo Gao, Xu, Ding (2006), os elementos tetraédricos são os mais indicados para compor a malha de estruturas complexas, pois, por apresentar uma configuração geométrica simples, são capazes de se adaptar de forma precisa a quase todas as situações.

A validade do modelo está relacionada à capacidade em se reproduzir o comportamento biomecânico da representação física do dente (GENOVESE; LAMBERT; PAPPALETTRE, 2005) e está diretamente relacionada à técnica de confecção e à presença de detalhes anatômicos e de sinuosidades (CHANG et al., 2003). Huysmans e Van Der Varst (1993) afirmam que a validação e a otimização dos modelos são importantes para a confiabilidade dos resultados e acreditam que os estudos que utilizam modelos não validados devem ser analisados com reserva.

Existem diferentes formas de se realizar a validação dos modelos. Jones e Wilcox (2008) classificam a validação em direta e indireta. A validação direta deve ser realizada pelo mesmo pesquisador que vai aplicar a simulação, preferencialmente na mesma instituição de ensino ou em instituições conveniadas. A validação direta consiste na comparação da simulação computacional com os resultados de ensaios

mecânicos. Para que a validação seja executada de forma correta, é necessário que os modelos empregados na simulação sejam submetidos às mesmas condições de tensão que os corpos de prova utilizados nos ensaios mecânicos. Na validação indireta, os resultados da simulação são comparados aos resultados de ensaios laboratoriais e a estudos clínicos publicados na literatura. A desvantagem desse método de validação é que não se tem controle sobre as variáveis e as condições do ensaio.

Huysmans e Van Der Varst (1993) realizaram a validação de modelos a partir da observação do padrão de fraturas de ensaios mecânicos e dos locais mais propensos a fraturas na simulação computacional, ou seja, locais que apresentaram maior concentração de tensões de Von Mises. Acrescentam, ainda, que se deve atentar para o comportamento linear dos corpos de prova no gráfico força/deslocamento.

Lang et al. (2001) realizaram a validação dos modelos empregados para o estudo do comportamento de cerâmicas. De acordo com os autores, o critério de Von Mises é o mais apropriado para prever a possibilidade de fracasso de um material ou de uma estrutura, pois essa análise avalia a combinação de tensões de tração, compressão e cisalhamento. Os autores destacam que a associação entre métodos de simulação e ensaios mecânicos tradicionais talvez seja a melhor forma de se estudarem os materiais e técnicas empregados em odontologia. Quando os resultados dos ensaios mecânicos são semelhantes aos da simulação, corroboram para a validação do modelo e da simulação empregada.

A validação dos modelos também pode ser realizada por meio da comparação de estudos de extensometria com a deformação e o deslocamento das cúspides obtidos na simulação computacional (LEE et al., 2002). Ausiello et al. (2001) realizaram ensaios de resistência à compressão em corpos de prova de pré-molares com restaurações de resinas compostas classe II. As mesmas condições empregadas no teste laboratorial foram simuladas computacionalmente. Os resultados foram comparados pela sobreposição dos gráficos força/deslocamento obtidos nas duas análises. A semelhança identificada nos gráficos foi capaz de fornecer um suporte técnico adequado para a validação do modelo (AUSIELLO et al., 2004). Os autores

destacam que a validação é definitiva e que somente grandes alterações realizadas nos modelos requerem novos procedimentos.

A validação do modelo por meios diretos ou indiretos talvez seja o maior desafio da metodologia dos elementos finitos. Não é possível validar os modelos por completo, pois todos os parâmetros que o modelo poderia prever não são passíveis de ser medidos fisicamente. A validação deve ser vista não como uma prova absoluta, mas como um meio de se obterem evidências convincentes do comportamento do modelo (JONES; WILCOX, 2008).

Khera et al. (1988) avaliaram a distribuição de tensões de dentes hígidos e dentes preparados em função da profundidade pulpar e abertura do istmo pelo método dos elementos finitos. Os resultados demonstram diferenças marcantes na distribuição de tensões no esmalte e na dentina. O esmalte, por ser um tecido rígido, absorve e concentra tensões localizadas com valores elevados. Já na dentina, os valores de tensão são mais baixos e sua distribuição é mais uniforme. Destacam que em cavidades profundas houve um aumento na concentração de tensões nos ângulos vestibulopulpar e linguopulpar. Cavidades conservadoras concentraram tensões de ordem compressiva; já nos preparos cavitários extensos e profundos, pôde-se identificar regiões com tensões de tração, que são mais prejudiciais ao remanescente dental.

Em novo estudo realizado em 1991, os mesmos autores observaram a influência da profundidade, extensão do istmo e volume da dentina interaxial na distribuição de tensões em modelos tridimensionais de pré-molares. Na avaliação das variáveis estudadas, de forma isolada, percebe-se que a profundidade da parede pulpar gerou maior concentração de tensões de tração. Ao analisar a abertura do istmo, foi possível constatar que sua extensão apresentou pouca influência na distribuição de tensões. Já alterações no volume da dentina interaxial ocasionaram uma mudança no padrão de tensões. As tensões de tração que estavam localizadas na parte central da parede pulpar migraram para os ângulos internos vestibulopulpar e linguopulpar. Ao associar os três fatores estudados, pôde-se identificar que a profundidade da cavidade foi o fator que proporcionou maior concentração de

tensões nas cavidades, seguido do volume de dentina interaxial. Cavidades estreitas e profundas comportaram-se de forma semelhante às extensas e profundas (KHERA et al., 1991).

Asmussen e Peutzfeldt (2008) empregaram o método dos elementos finitos para analisar a distribuição de tensões em restaurações classe I e II de resinas compostas com diferentes módulos de elasticidade. Na dentina, a maior concentração de tensões foi observada na região central da parede pulpar. No esmalte, foi identificada maior concentração de tensões no ângulo cavossuperficial e nas proximidades da junção amelodentinária. As tensões máximas de Von Mises registradas no esmalte e na dentina foram de 7-11 MPa e 3,4-5,5 MPa respectivamente. Os autores enfatizam que os valores de tensão máxima de Von Mises diminuíram nos modelos restaurados com resinas compostas com maior módulo de elasticidade.

Couegnat et al.(2006) realizaram modificações nos preparos cavitários convencionais com a finalidade de avaliar a possibilidade de os procedimentos aperfeiçoarem a distribuição de tensões em pré-molares restaurados. As simulações foram conduzidas pelo método dos elementos finitos em modelos bidimensionais, que se diferenciavam pelo tipo de preparo cavitário e pelos materiais empregados. Os preparos cavitários estudados foram preparo convencional para inlays (expulsivos), preparo para onlays e preparo retentivo. Os materiais simulados foram resinas compostas, cerâmicas e amálgama. Os onlays cerâmicos concentraram tensões na própria restauração, enquanto nas outras técnicas as tensões apresentavam-se mais intensificadas no preparo cavitário. Para otimizar a distribuição de tensões nos onlays, foram realizadas modificações na inclinação das paredes correspondentes às cúspides. Nos preparos retentivos e para inlays, os ângulos de arredondamento interno foram aumentados com a intenção de diminuir as concentrações de tensões sobre o remanescente dental. Os resultados das análises indicaram que é possível utilizar essa metodologia para otimizar os preparos cavitários em todas as situações propostas.

Dejak et al. (2007) avaliaram diferentes configurações de preparo cavitário e de restaurações cerâmicas em modelos bidimensionais de molares pelo método dos elementos finitos utilizando o critério de falhas Tsai-Wu. As variáveis analisadas foram abertura do istmo oclusal (3 mm e 5 mm) e cobertura ou preservação das cúspides. Os modelos de inlays cerâmicos com 3 mm de istmo oclusal e término reto sem bisel apresentaram melhor distribuição de tensões entre os modelos analisados. Já nos preparos cavitários com istmo de 5 mm, o melhor comportamento foi identificado nas restaurações do tipo onlay com término em forma de ombro arredondado.

Soares (2003) avaliou a resistência à fratura e a distribuição de tensões de preparos cavitários para restaurações indiretas em dentes posteriores com e sem cobertura cuspídea. Foi estabelecida uma nítida correlação entre o modo de fratura dos ensaios laboratoriais e a distribuição de tensões nos modelos representativos. A concentração de tensões no esmalte foi semelhante à da cerâmica e maior que a da dentina. A cobertura cuspídea não diminuiu a concentração de tensões sobre as estruturas modeladas.

Hubsch, Middleton, Knox (2000) avaliaram a influência da contração de polimerização e do carregamento oclusal na concentração de tensões de restaurações diretas de resina composta e inlays cerâmicos em modelos axissimétricos de pré-molares por meio do método dos elementos finitos. Os modelos restaurados com inlays cerâmicos produziram maior concentração de tensões sobre as estruturas remanescentes quando a variável contração de polimerização foi avaliada. No entanto, os modelos apresentaram comportamento semelhante ao analisar a distribuição de tensões sob esforços oclusais.

Magne e Belser (2003) avaliaram diferentes configurações de preparos cavitários em inlays e onlays de porcelana e resina composta na distribuição de tensões pelo método dos elementos finitos em modelos bidimensionais de molares. Os onlays apresentaram predomínio de tensões de ordem compressiva, enquanto nos inlays foram constatadas tensões de tração, que são mais desfavoráveis. Com relação ao material empregado, os inlays cerâmicos apresentaram maior concentração de

tensões nas margens oclusais. Nas paredes internas do preparo cavitário, foi possível identificar zonas livres de tensão na parede pulpar. Nos inlays restaurados com resinas indiretas, foi observado um comportamento diverso, com maior concentração de tensões localizada nas paredes internas do preparo cavitário, enquanto na superfície externa observou-se menor concentração de tensões.

Derand (1991) empregou o método dos elementos finitos para avaliar a distribuição de tensões em inlays cerâmicos cimentados com diferentes materiais. Foi analisada a influência do módulo de elasticidade e da adesão dos materiais de cimentação. O módulo não influenciou na distribuição de tensões; em contrapartida, a adesão foi decisiva na melhora do comportamento biomecânico do conjunto.

Ausiello et al. (2004) utilizaram o método dos elementos finitos para analisar todos os materiais e estruturas envolvidos em modelos geométricos de pré-molares restaurados com inlays de resina composta e cerâmica. Três situações distintas foram modeladas: (a) inlays cerâmicos cimentados com cimento resinoso, com alto módulo de elasticidade; (b) inlays cerâmicos cimentados com cimento resinoso, com baixo módulo de elasticidade; e (c) inlays de resina composta indireta, cimentados com cimento resinoso, com baixo módulo de elasticidade. Ao examinar os diagramas de tensões de Von Mises, foi possível identificar que os modelos “a” e “b” apresentaram comportamento bastante semelhante no preparo cavitário e no material, o que indica que o módulo de elasticidade não influenciou na distribuição de tensões nesses locais. Já na observação da camada de cimento resinoso, foi possível detectar diferenças na distribuição de tensões, tendo havido maior concentração de tensões sobre o cimento de maior módulo. De modo geral, o modelo restaurado com inlays de resina composta apresentou menor concentração de tensões quando comparado aos demais.

Yamamoto, Takeishi, Momoi (2007) avaliaram por meio do método dos elementos finitos a distribuição de tensões de restaurações indiretas cimentadas sobre diferentes materiais de base. Um modelo de um pré-molar axissimétrico foi desenvolvido para o estudo. O preparo cavitário e a camada de cimento resinoso foram padronizados em todos os modelos, e as variáveis consideradas foram as

bases cavitárias, que apresentavam diferentes módulos de elasticidade. A menor concentração de tensões foi observada no modelo suportado pelos tecidos dentários. As tensões de tração aumentaram nos modelos onde o onlay cerâmico foi cimentado sobre as bases cavitárias. A maior concentração de tensões foi identificada no modelo com base de resina *flow*, que apresentava o menor módulo de elasticidade entre os materiais estudados.

A restauração de grandes áreas pode ser considerada um desafio. Fatores como a configuração do preparo cavitário e a espessura e as características do cimento resinoso e material restaurador utilizados podem influenciar na longevidade e no desempenho das restaurações. Lin, Chang, Liu (2008) avaliaram a influência de todos os fatores citados acima na distribuição de tensões pelo método dos elementos finitos. Os materiais avaliados foram resinas compostas indiretas, restaurações de CEREC e cerâmicas, que foram cimentados com diferentes espessuras de cimento resinoso (50 μm , 100 μm e 150 μm). Com relação às variáveis estudadas, a combinação do material cerâmico com o cimento resinoso com menor espessura proporcionou maior concentração de tensões. Os autores concluíram que materiais restauradores com menor módulo de elasticidade e espessura mínima de 1,5 mm apresentam melhor distribuição de tensões e que a espessura do cimento resinoso apresenta pequena influência nos resultados.

Chang et al. (2008) verificaram a distribuição de tensões por meio do método dos elementos finitos de pré-molares com restaurações indiretas cerâmicas com diferentes espessuras de cimento resinoso e diferentes configurações de preparo cavitário. Os resultados indicam que não houve diferença na distribuição de tensões em espessuras de 50 μm , 100 μm e 150 μm de cimento resinoso e que uma redução de 1,5 mm das cúspides diminui a concentração de tensões sobre o remanescente dental e sobre a camada de cimento resinoso.

Dejak e Mlotkowski (2008) estudaram o critério de falhas Mohr-Coulomb pelo método dos elementos finitos em modelos de molares restaurados com inlays. O preparo cavitário e a interface adesiva foram padronizados. Os modelos representativos foram restaurados com materiais que apresentavam diferentes

módulos de elasticidade, e as falhas foram analisadas nos inlays, nas interfaces e no remanescente dental. Tanto os inlays cerâmicos como os de resina composta reforçaram a estrutura dos modelos preparados, no entanto não foi possível recuperar a resistência em níveis próximos ao modelo hígido. Os materiais restauradores com maior módulo de elasticidade apresentaram maior concentração de tensões nos inlays. Sobre o cimento resinoso e na interface adesiva, foi possível constatar que os materiais com maior módulo de elasticidade proporcionaram uma melhor condição de distribuição de tensões.

Giuliodori et al. (2009) avaliaram a distribuição de tensões em modelos tridimensionais de molares restaurados com inlays cerâmicos. A tensão máxima de Von Mises foi registrada na região de aplicação das cargas. A espessura de cimento resinoso de 100 μm apresentou distribuição de tensões mais favorável.

Recentemente, Tiriduzzi et al. (2009) avaliaram por meio do método dos elementos finitos a influência de diferentes espessuras de cimento resinoso na distribuição de tensões de Von Mises em modelos tridimensionais de molares e pré-molares. Os resultados indicam que a espessura de 100 μm de cimento resinoso proporciona uma distribuição de tensões mais favorável em pré-molares restaurados com inlays. Todavia, a espessura de 200 μm apresentou melhor distribuição de tensões em molares restaurados com inlays e overlays cerâmicos.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho se propõe a

- determinar a influência da profundidade do preparo cavitário, da espessura do material cerâmico e da combinação deste com bases cavitárias de resinas compostas com diferentes espessuras e módulos de elasticidade no padrão de distribuição de tensões de Von Mises em modelos tridimensionais de pré-molares restaurados com inlays pelo método dos elementos finitos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo avaliou a distribuição de tensões em diferentes modelos tridimensionais de um segundo pré-molar superior restaurado com inlays cerâmicos por meio do método dos elementos finitos. Os modelos estudados se diferenciavam pela profundidade do preparo cavitário, pela espessura do material cerâmico, pela presença ou ausência de bases de resina composta sob os inlays cerâmicos e pela espessura e módulo de elasticidade das resinas compostas utilizadas nas bases cavitárias. Os modelos geométricos analisados e suas características estão descritos na Tabela 2.

O método dos elementos finitos é dividido em três etapas: pré-processamento, processamento e pós-processamento. A fase de pré-processamento compreende as etapas de modelagem geométrica, de modelagem por elementos finitos, de definição das propriedades mecânicas dos materiais e das estruturas e do estabelecimento das condições de contorno e de carregamento dos modelos.

Tabela 2 - Modelos geométricos analisados e suas características

| Modelos | Profundidade | Materiais |
|--|--------------|---|
| Hígido (H) | - | - |
| Somente preparo (SP) | | |
| SP1 | 1 mm | - |
| SP2 | 2 mm | - |
| SP3 | 3 mm | - |
| Inlays cerâmicos (P) | | |
| P1 | 1 mm | Porcelana |
| P2 | 2 mm | Porcelana |
| P3 | 3 mm | Porcelana |
| Bases cavitárias e inlays cerâmicos (RP) | | |
| R1P1a* | 2 mm | Resina composta (1 mm) e porcelana (1 mm) |
| R1P1b** | 2 mm | Resina composta (1 mm) e porcelana (1 mm) |
| R1P1c*** | 2 mm | Resina composta (1 mm) e porcelana (1 mm) |
| Bases cavitárias e inlays cerâmicos (RP) | | |
| R1P2a* | 3 mm | Resina composta (1 mm) e porcelana (2 mm) |
| R1P2b** | 3 mm | Resina composta (1 mm) e porcelana (2 mm) |
| R1P2c*** | 3 mm | Resina composta (1 mm) e porcelana (2 mm) |
| Bases cavitárias e inlays cerâmicos (RP) | | |
| R2P1a* | 3 mm | Resina composta (2 mm) e porcelana (1 mm) |
| R2P1b** | 3 mm | Resina composta (2 mm) e porcelana (1 mm) |
| R2P1c*** | 3 mm | Resina composta (2 mm) e porcelana (1 mm) |

* Resina composta com baixo módulo de elasticidade.

** Resina composta com médio módulo de elasticidade.

*** Resina composta com alto módulo de elasticidade.

4.1 Pré-Processamento

4.1.1 Modelagem Geométrica

Para o desenvolvimento completo de todos os modelos listados na Tabela 2, foi necessário dividir a etapa de modelagem em quatro fases: desenvolvimento dos modelos auxiliares, que possibilitam a construção dos demais modelos; elaboração do modelo hígido; confecção dos modelos compostos somente por preparos cavitários; e concepção dos modelos restaurados com diferentes técnicas e materiais.

a) Modelos Auxiliares

O desenvolvimento dos modelos tridimensionais foi realizado, conforme a técnica preconizada por GUIMARÃES (2009), a partir de uma peça anatômica, da região do segundo pré-molar superior, doada pelo Departamento de Ciências Morfológicas do Centro de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) (Anexos A e B).

O dente e o osso (Figuras 1 e 2, Vol. II, p. 4) foram incluídos separadamente em blocos de resina epóxi (Epoxiglass, Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., Diadema, SP) (Figura 3, Vol. II, p. 4). Após a completa polimerização da resina epóxi, o conjunto foi posicionado por meio de um dispositivo de fixação a uma máquina de cortes de precisão (ISOMET 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). Essa máquina foi programada para realizar cortes sequenciais transversais, perpendiculares ao longo eixo do conjunto, com 1 mm de espessura, por meio de um disco diamantado de dupla face (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), que promove uma perda 0,3 mm de estrutura durante o corte (Figura 4, Vol. II, p. 5) (Figuras 6a,b,c,d, Vol. II, p. 6) (Figuras 10a,b,c, Vol. II, p. 8).

Os cortes obtidos foram colocados sobre um fundo preto, com régua milimetrada posicionada logo abaixo da extremidade inferior (Figuras 5a,b,c, Vol. II, p. 5), com os objetivos de respeitar um padrão de escala métrica e de obter referências de medidas no momento da realização do desenho geométrico (GOEL; KHERA; SINGH, 1990, 1991). Cada corte foi fotografado individualmente com uma máquina fotográfica digital (Canon Rebel XT, Japão), com uma lente macro de 100 mm acoplada (Canon, Japão) na proporção de 1:1.

Cada fotografia foi transferida para um programa especializado no desenvolvimento de modelagem tridimensional denominado SolidWorks (Dassault, França), disponibilizado pelo Grupo de Análise e Projeto Mecânico (GRANTE) do curso de Engenharia Mecânica da UFSC. Nesse programa, foi possível delinear o contorno externo de todos os cortes do tecido ósseo e do dente. Após o estabelecimento da geometria externa, os cortes foram inseridos em sucessivos planos horizontais, paralelos e equidistantes, separados por uma distância de 1,3 mm, referente à espessura dos cortes associada à perda promovida pelo disco diamantado durante o desgaste. Para possibilitar o desenho do contorno externo das estruturas de forma mais precisa, foi necessário inserir entre cada plano de corte um novo plano, que apresentava um contorno externo em continuidade geométrica com os demais. Dessa forma, foram produzidos 25 planos (Figura 7, Vol. II, p. 7). A ferramenta “*Loft*” foi aplicada para unir os contornos externos dos planos (Figuras 8a e 9a, Vol. II, p. 7). As ferramentas “*Freeform*” e corte em “*V*” foram empregadas para refinar o desenho das cúspides e da anatomia oclusal (Figuras 8b,c e 9b,c, Vol. II, p. 7). Assim, foram desenvolvidos dois desenhos tridimensionais sólidos do contorno externo do dente e do osso (Figuras 11a,b Vol. II, p. 9). Esses modelos iniciais são arquivos auxiliares, utilizados para gerar as demais estruturas do dente e os modelos finais (Figuras 8c e 12, Vol. II, p. 7 e p. 9).

b) Dentes Hípidos

b.1) Esmalte, Dentina, Polpa e Ligamento Periodontal

Para confeccionar o esmalte foi necessário delimitar o contorno interno dos cortes, correspondente à parte coronária da dentina. Os diferentes planos dentinários foram sobrepostos ao arquivo auxiliar sólido do dente por meio da ferramenta “*Combine*”, e um corte aleatório foi posicionado externamente, próximo à região apical da raiz (Figura 13a,b Vol. II, p. 10). O comando “*Loft*” possibilitou o desenvolvimento de um sólido a partir da fusão dos contornos dos planos dentinários sobrepostos. As ferramentas “*Freeform*”, corte em “*V*” e “*Filet*” foram utilizadas para arredondar e refinar a anatomia externa da porção coronária da dentina. A seguir, foi ordenado o comando de subtração, que eliminou a estrutura gerada anteriormente, constituída pelo contorno da dentina que englobava toda a superfície radicular do modelo sólido auxiliar. Dessa forma, foi possível criar os contornos interno e externo do esmalte (Figuras 13c,d, Vol. II, p. 10).

Para gerar a dentina, foi empregado o mesmo procedimento descrito anteriormente. No entanto, após a sobreposição do modelo auxiliar sólido e o contorno dentinário (Figura 14, Vol. II, p. 11) ao dar o comando de subtração, foi ordenado que o conteúdo comum fosse mantido e que os conteúdos diferentes fossem eliminados. Dessa forma, a região correspondente ao esmalte externo e a estrutura ovóide que envolvia a raiz foram excluídas, restando somente o contorno externo da dentina coronária e a raiz (Figura 15, Vol. II, p. 11). Pela dificuldade de se visualizar e delimitar o contorno interno do cimento, essa estrutura não foi modelada. Por ser um tecido de espessura reduzida (YAMAN; ALACAM; YAMAN, 1998), com composição semelhante à da dentina (CUNHA, 2005; PETROVIC; SPASIC; ATANACKOVIC, 2005), acredita-se que sua supressão do modelo não influenciou os resultados (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; RUBIN et al., 1983). Além disso, não foram encontrados na literatura outros modelos com a presença desse tecido.

Para finalizar a construção da dentina, foi necessário promover a formação de uma cavidade pulpar. O contorno da cavidade pulpar foi delimitado nos cortes

transversais, que foram sobrepostos ao modelo sólido da dentina (Figura 16a, Vol. II, p. 11). A ferramenta “*Loft*” gerou o contorno da cavidade pulpar, que foi aperfeiçoada com as ferramentas “*Freeform*”, corte em “*V*” e “*Filet*”. Por meio do comando de subtração, o desenho correspondente à polpa foi removido do conjunto, originando o modelo da dentina coronária e radicular, com uma cavidade correspondente à forma anatômica da polpa (Figura 16b, Vol. II, p. 11). Para obter o modelo da polpa, o processo foi o mesmo descrito acima; no entanto, ao dar o comando de subtração, foi ordenado que o conteúdo correspondente à polpa fosse mantido e os demais eliminados (Figuras 17a,b, Vol. II, p. 12).

O ligamento periodontal foi construído a partir da delimitação do contorno externo da dentina radicular nos planos horizontais gerados para a construção do contorno externo da dentina. Por meio da ferramenta “*Offset*”, foi possível delimitar o contorno externo da dentina radicular com o mesmo formato dos cortes, porém com suas dimensões aumentadas em 0,3 mm em todos os sentidos. A ferramenta “*Loft*” possibilitou a construção de um modelo sólido do contorno externo da raiz, com dimensões externas 0,3 mm maiores que o original (Figura 18 a, Vol. II, p. 12). A sobreposição dos dois modelos e a subsequente exclusão das estruturas comuns originaram o modelo do ligamento periodontal com espessura de 0,3 mm (Figura 18b, Vol. II, p. 12). Esse valor foi baseado nos estudos de Rees (2001).

b.2) Osso Cortical, Osso Esponjoso e Alvéolo

O modelo sólido auxiliar do osso inicialmente construído serviu como referência para o desenvolvimento do osso cortical, do osso esponjoso e do processo alveolar. Primeiramente, o alvéolo foi gerado pela sobreposição e subsequente subtração de estruturas do modelo ósseo auxiliar e do ligamento periodontal (Figuras 19a,b, Vol. II, p. 13). Depois, as dimensões desse modelo foram aumentadas no sentido próximo-proximal (Figura 19c, Vol. II, p. 13), para evitar que as condições de contorno, determinadas posteriormente, interferissem na distribuição de tensões sobre as estruturas dentais (BORCIC et al., 2005). A diferenciação entre osso cortical e esponjoso foi realizada por meio da ferramenta “*Shell*”, que promoveu o surgimento de uma camada de 0,5 mm de espessura envolvendo tanto o contorno

interno do modelo do tecido ósseo quanto o processo alveolar originados inicialmente (Figura 20a, Vol. II, p. 13). As superfícies proximais externas do modelo em desenvolvimento foram cortadas, suas extremidades arredondadas, e o restante das estruturas eliminado para concluir o processo de confecção do osso cortical (Figura 20b, Vol. II, p. 13).

O osso esponjoso foi originado a partir do osso cortical. A região correspondente às superfícies proximais foi desenhada, e um sólido foi criado abaixo da superfície interna do osso cortical. Posteriormente, por subtração, o osso cortical foi eliminado, originando o modelo tridimensional do osso esponjoso (Figura 20c, Vol. II, p. 13).

Assim, foi possível obter todos os arquivos individuais das estruturas necessárias para formar o modelo geométrico hígido: esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, osso cortical e esponjoso. Esses arquivos foram transportados para um arquivo denominado “*Assembly*”, onde foi possível unificar as estruturas por meio de um sistema de coordenadas, gerando o modelo do dente hígido e suas estruturas de suporte. Somente nessa etapa, por meio de uma ferramenta de corte, é que foi possível estabelecer uma relação de contorno adequada entre o ligamento periodontal e o osso alveolar (Figuras 21a,b e 22, Vol. II, p. 14).

c) Preparo Cavitário

A seguir, foram feitas modificações no modelo hígido para a obtenção dos demais modelos. O preparo cavitário empregado nos modelos foi confeccionado com base nos princípios descritos na literatura. A abertura do istmo vestibulolingual e as dimensões das caixas proximais foram fixadas, e a variabilidade do preparo ficou restrita à profundidade da parede pulpar. As seguintes características foram padronizadas: ângulos internos arredondados, ângulo cavossuperficial nítido, sem bisel, parede pulpar plana, paredes circundantes expulsivas, largura do istmo vestibulolingual de dois terços da distância intercuspídea, caixas proximais com 1,5 mm de extensão em direção à parede pulpar, largura de um terço da distância vestibulolingual na linha do equador dental e margem cervical localizada em

esmalte 0,5 mm aquém da junção amelocementária. As paredes pulpares foram construídas para apresentar profundidade de 1 mm, 2 mm e 3 mm a partir da porção mais profunda do sulco oclusal. Os modelos SP1 e P1 foram idealizados com uma profundidade de 1 mm. Os modelos SP2, P2, R1P1 foram confeccionados com uma profundidade de 2 mm, e os modelos SP3, P3, R1P2 e R2P1, de 3 mm.

Para a realização dos preparos cavitários, a ponta diamantada cônica de borda arredondada 3131 (KG Sorensen, São Paulo, SP), cuja configuração possibilita o cumprimento dos princípios que regem o preparo cavitário para inlays cerâmicos, foi reproduzida no programa SolidWorks (Figura 23, Vol. II, p. 15). Seu desenho bidimensional foi desenvolvido utilizando-se as medidas da altura e dos diâmetros superior e inferior da ponta diamantada, aferidas por meio de um paquímetro digital (Figuras 24a,b,c, Vol. II, p. 15). Também foi necessário obter a medida do raio da extremidade arredondada da ponta diamantada, que permite a obtenção do ângulo de arredondamento. Ao informar esses dados, o próprio programa já calcula a conicidade da ponta diamantada, o que permite a padronização e a reprodução fiel da expulsividade do preparo cavitário dos modelos. Como a ponta diamantada é considerada simétrica, a partir do desenho bidimensional, foi possível desenvolver um modelo tridimensional axissimétrico utilizando-se a ferramenta denominada “*Revolve*”. Esse modelo serviu como guia para delimitar as dimensões e as características do preparo cavitário nas superfícies oclusal e proximais do modelo hígido. Tal processo foi realizado com a ferramenta “*Spline*”, que possibilitou o desenho de uma geometria sinuosa. Ao finalizar a etapa de determinação das dimensões externas do preparo, foi ordenado o comando de corte por extrusão, “*Extruded cut*”. Nesse momento, todas as estruturas delimitadas foram removidas do modelo hígido, porém a configuração inicialmente gerada apresentou superfície pulpar plana com ausência de caixas proximais e de paredes axiais (Figura 25a, Vol. II, p. 15). Para confeccionar as caixas proximais, foi necessário delimitar a área correspondente à parede pulpar da caixa oclusal com a ferramenta “*Spline*” e, posteriormente, dar o comando de extrusão (Figura 25b, Vol. II, p. 15). Como os preparos se diferenciam pela profundidade da parede pulpar, a extrusão da área delimitada foi programada para gerar cavidades de 1 mm, 2 mm e 3 mm. Após essa

etapa, as dimensões das cavidades estavam totalmente estabelecidas, no entanto os ângulos internos vestibulopulpar, linguopulpar e axiopulpar e os externos vestibulocervical e linguocervical apresentavam-se vivos (Figura 25b, Vol. II, p. 15). O arredondamento desses ângulos foi realizado com a ferramenta “*Filet*”, utilizando-se o raio de arredondamento da ponta diamantada 3131 (KG Sorensen, São Paulo, SP), medido anteriormente. Dessa forma, os ângulos foram arredondados automaticamente conforme a extremidade da ponta diamantada (Figura 25c, Vol. II, p. 15), finalizando a etapa de desenvolvimento dos modelos SP1, SP2 e SP3.

d) Camada Adesiva de Cimento Resinoso

Foi estabelecido que a camada de cimento resinoso seria modelada com uma espessura de 100 μm , pois, de acordo com a literatura consultada, modelos geométricos restaurados com essa espessura apresentam melhor distribuição de tensões em análises por elementos finitos (GIULIODORI et al., 2009; TIRIDUZZI et al., 2009). Para modelar essa camada, foi utilizada uma técnica de subtração. Para possibilitar a elaboração de outros componentes dos modelos (camada adesiva, porcelana e base de resina), três modelos auxiliares foram confeccionados utilizando-se a técnica descrita anteriormente. Esses arquivos auxiliares foram denominados SP1a, SP2a e SP3a e apresentavam as mesmas características dos modelos SP1, SP2 e SP3. Os modelos auxiliares diferenciavam-se dos modelos originais pela redução, em 100 μm , de todas as suas dimensões. Por meio da ferramenta “*Combine*”, foi possível fazer uma sobreposição dos modelos com preparo cavitário reduzido (SP1a, SP2a e SP3a) aos modelos originais (SP1, SP2 e SP3), para, a seguir, ordenar o comando de subtração, que permite remover todo o conteúdo que os modelos possuem em comum, restando somente uma delgada camada de 100 μm , que distingue os modelos auxiliares dos originais. Esse procedimento de sobreposição e subtração de diferentes modelos foi feito para todas as condições analisadas, para gerar a camada de cimento resinoso (Figuras 26a,b, Vol. II, p. 16).

e) Restaurações de cerâmica

Para a confecção da restauração de cerâmica, também foi utilizada a técnica de sobreposição de modelos e subtração de estruturas, sendo necessário o desenvolvimento de um modelo auxiliar denominado hígido sólido (Hs). Esse modelo foi construído com a geometria externa idêntica à do modelo hígido (H), entretanto, internamente, sem diferenciação entre esmalte e dentina. Os modelos auxiliares Hs e SP1a, SP2a e SP3a foram sobrepostos com a ferramenta “*combine*” e, ao submeter esse conjunto ao procedimento de subtração das estruturas que os modelos têm em comum, foi possível obter restaurações tridimensionais de cerâmica com espessuras de 1 mm, 2 mm e 3 mm, que apresentavam perfeita adaptação ao preparo e à camada de cimento resinoso (Figuras 27 a,b, Vol. II, p. 16).

f) Bases de Resina Composta

Os modelos R1P1, R1P2 e R2P1 apresentavam bases de resina composta sobre a parede pulpar com espessuras de 1 mm e 2 mm respectivamente. Para gerar a geometria das bases de 1 mm, foi feita a sobreposição dos modelos SP1 e SP2, e para confeccionar as bases com 2 mm de espessura, foi realizada a sobreposição dos modelos SP1 e SP3. Ao dar o comando de subtração, as estruturas comuns aos modelos sobrepostos foram eliminadas, restando as bases de resina composta com espessuras, configurações e dimensões adequadas (Figura 28a, Vol. II, p. 16). No entanto, a geometria obtida na região de contato das bases de resina com o preparo cavitário, ângulos axiopulpare e paredes circundantes apresentava-se extremamente delgada, o que dificultava a discretização do modelo (Figura 28b, Vol. II, p. 16). Pequenos procedimentos de adaptação dos modelos para possibilitar a geração da malha são comumente indicados e não comprometem os resultados da simulação. Portanto, para possibilitar a etapa de discretização, foi feito um arredondamento dessa região com a ferramenta “*Filet*” (Figura 28c, Vol. II, p. 16).

Após a confecção de todas as estruturas individualmente, esses arquivos foram combinados para gerar todos os modelos testados (Figura 29a Vol. II, p. 17 e figuras 29 b,c Vol. II, p. 18).

4.1.2 Modelagem por Elementos Finitos

Após o desenvolvimento de todos os modelos propostos, foi necessário realizar a concepção da malha. Esse processo é chamado de discretização e constitui-se na divisão das estruturas modeladas em um número finito de elementos unidos por seus pontos nodais. Os elementos tetraédricos parabólicos foram escolhidos para compor a malha por serem indicados para a discretização de estruturas biológicas (KWON et al., 2003), de modelos complexos com geometrias irregulares (LIN et al., 1999; DEJAK; MLOTKOWSKI, 2008) e por apresentarem capacidade de se adaptar a diferentes tipos de geometrias (GAO; XU; DING, 2006).

O procedimento de discretização foi realizado em todos os modelos por meio do programa de simulação computacional Ansys Workbench (Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA). Inicialmente, uma malha primária foi gerada e, a partir desta, alguns refinamentos foram executados, obedecendo a uma mesma sequência para todos os modelos geométricos. O grau de refinamento da malha foi definido por meio de estudos de convergência dos resultados e conforme a capacidade do computador utilizado nas análises. A malha foi refinada na camada adesiva de cimento resinoso, no ligamento periodontal e nas regiões de contato da base de resina composta com as demais estruturas, pois se trata de dimensões reduzidas que necessitam de uma malha com maior densidade. A Tabela 3 descreve o número de pontos nodais e de elementos obtidos em cada modelo (Figuras 30, 31a,b,c, 32a,b,c e 33a,b,c,d Vol. II, p. 19 e p. 20).

Tabela 3 - Número total de nós e de elementos em cada modelo geométrico

| Modelo Geométrico | Número de nós | Número de elementos |
|-------------------|---------------|---------------------|
| Hígido | 218.011 | 121.777 |
| SP1 | 181.694 | 100.436 |
| SP2 | 181.314 | 100.110 |
| SP3 | 181.406 | 100.165 |
| P1 | 215.045 | 119.612 |
| P2 | 214.491 | 119.213 |
| P3 | 215.815 | 120.162 |
| R1P1 a,b,c | 224.062 | 124.166 |
| R1P2 a,b,c | 243.549 | 136.327 |
| R2P1 a,b,c | 244.567 | 136.718 |

4.1.3 Definição das Propriedades Mecânicas

Apesar da natureza anisotrópica das estruturas modeladas, foi feita uma simplificação da definição das propriedades, e todos os constituintes dos modelos foram considerados isotrópicos, elásticos e contínuos (SOARES, 2003). Essa simplificação é empregada na maior parte dos estudos consultados para a revisão da literatura e pode ser aplicada porque a anisotropia manifesta-se em uma escala microscópica, enquanto o modelo geométrico é uma entidade macroscópica (AUSIELLO et al., 2001). Essa simplificação faz com que o modelo necessite de apenas duas propriedades mecânicas para a caracterização de seu comportamento mecânico, o módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν), pesquisados na literatura e listados na Tabela 4. Os modelos RP foram classificados de acordo com a espessura do material cerâmico e da base cavitária, e subdivididos em “a”, “b” e “c”, que correspondem a resinas compostas de baixo, médio e alto módulo de elasticidade. Os valores dos módulos de elasticidade das resinas foram definidos por meio do estudo de Sabbagh, Vreven; Leloup (2002), que avaliaram as propriedades mecânicas de 36 resinas compostas. O menor valor encontrado por esse autor definiu o módulo de elasticidade dos modelos “a”, e o maior valor

determinou o módulo de elasticidade dos modelos “c”. A média entre esses valores definiu o valor do módulo dos modelos “b”.

4.1.4 Definição das Condições de Contorno e Carregamento

Essa etapa da metodologia consiste na determinação das condições de fixação dos modelos geométricos e no estabelecimento das forças que incidirão sobre eles.

A base e as faces proximais da maxila foram engastadas, isto é, os movimentos de rotação e translação foram limitados em todas as direções, admitindo-se um deslocamento igual a zero quando submetidas ao carregamento oclusal (Figuras 34a,b, Vol. II, p. 21).

Uma carga total de 100 N foi aplicada sobre os modelos. A intensidade da carga foi escolhida de acordo com as forças exercidas sobre os pré-molares superiores durante a função (MOTTA, 2007), além de ter sido utilizada em outros estudos, possibilitando a comparação dos resultados (CUNHA, 2005). A carga foi aplicada em todos os modelos sobre o esmalte, em dois pontos nas vertentes internas das cúspides vestibular e lingual, com uma angulação de 45 graus (Figuras 34a,b Vol. II, p. 21). A carga aplicada em cada ponto corresponde à decomposição da carga total de 100 N nos eixos X e Y, considerando o ângulo de inclinação de 45 graus (MOTTA, 2007).

Tabela 4 - Propriedades mecânicas dos constituintes dos modelos

| Estrutura | E | ν | Referências |
|-----------------------|-----------|-------|---|
| Esmalte | 72,7 GPa | 0,33 | Habelitz et al. (2001) |
| Dentina | 18,6 GPa | 0,31 | Craig e Peyton (1958) |
| Polpa | 0,002 GPa | 0,45 | Lin, Chang e Ko (2001) |
| Ligamento periodontal | 0,05 GPa | 0,45 | Rees e Jacobsen (1997) |
| Osso esponjoso | 1,37 GPa | 0,3 | Ko et al. (1992), Holmes, Diaz-Arnold, Leary (1996) |
| Osso cortical | 13,7 GPa | 0,3 | Ko et al. (1992), Holmes, Diaz-Arnold, Leary (1996) |
| Porcelana | 96 GPa | 0,25 | Dong e Darvell (2003) e Soares (2003) |
| Cimento resinoso | 8,3 GPa | 0,24 | Magne et al. (2002) e Gungor et al. (2004) |
| Resina composta a | 5 GPa | 0,3 | Sabbagh, Vreven, Leloup (2002) |
| Resina composta b | 13,5 GPa | 0,3 | Sabbagh, Vreven, Leloup (2002) |
| Resina composta c | 22 GPa | 0,3 | Sabbagh, Vreven, Leloup (2002) |

4.2 Processamento

O processamento consiste na solução das equações geradas e na obtenção dos resultados. O módulo “*Solver*” do programa Ansys Workbench automaticamente resolve o problema estrutural, e os resultados nos campos de tensões, deformações e deslocamentos são obtidos.

4.3 Pós-Processamento

A análise dos modelos é realizada por meio dos diagramas de tensões de Von Mises, que permitem a visualização da distribuição das tensões nos eixos X, Y e Z, em

todas as estruturas modeladas. A localização, a distribuição e a intensidade das tensões são identificadas por meio de um padrão de cores e de uma legenda correspondente.

As cores adotadas nos gráficos são diferentes tonalidades de azul, verde, amarelo, laranja e vermelho. Cada cor representa determinados intervalos de valores numéricos de tensão, que são expressos em MPa. Esses intervalos são sugeridos pelo próprio programa e podem ser adaptados a fim de facilitar a visualização e a identificação de áreas críticas.

Em todos os modelos representativos analisados, os valores máximos de tensões de Von Mises foram observados.

Para facilitar a descrição e a organização dos resultados e a posterior comparação entre os modelos, a análise qualitativa foi dividida em etapas que levam em consideração os diferentes modelos estudados, o remanescente dental, as paredes internas do preparo cavitário e os diferentes materiais restauradores empregados.

No modelo representativo hígido, foi feita uma análise do dente como um todo, observando-se a distribuição de tensões nas diferentes superfícies dentárias, tanto no esmalte como na dentina. Já nos modelos SP1, SP2 e SP3, que representam uma situação em que os dentes somente foram preparados e não receberam qualquer tipo de restauração, foi possível analisar a distribuição de tensões nas paredes internas do preparo e nas superfícies vestibular, lingual e radicular do remanescente dental. Os modelos representativos P1, P2 e P3 receberam inlays cerâmicos cimentados com cimentos resinosos. Dessa forma, a análise desses modelos implica a observação dos inlays cerâmicos, do cimento resinoso e das paredes internas do preparo cavitário, assim como do remanescente dental. Os modelos representativos R1P1, R2P1 e R1P2 diferenciam-se dos modelos P1, P2 e P3 pela presença de bases cavitárias de resina composta. Portanto, sua descrição segue a mesma linha de raciocínio dos modelos P1, P2 e P3, com o acréscimo da análise das diferentes bases cavitárias.

4.4 Validação

A validação do modelo matemático é uma importante etapa da metodologia, sendo realizada antes das etapas de processamento e pós-processamento, descritas anteriormente. O processo de validação certifica se o modelo geométrico apresenta o mesmo comportamento mecânico que um dente hígido testado nas mesmas condições *in vitro*, o que assegura a fidelidade dos resultados da simulação computacional.

O presente estudo utilizou a comparação dos gráficos força/deslocamento para validar o modelo. Os gráficos foram obtidos a partir do ensaio de resistência à compressão de corpos de prova de pré-molares hígidos e da simulação computacional de um modelo representativo desses corpos de prova.

4.4.1 Ensaio de Resistência à Compressão

a) Seleção dos Dentes

Para a realização do ensaio de resistência à compressão, foram selecionados 10 pré-molares superiores hígidos, com larguras méso-distal e vestibulopalatal de 9,0 mm (± 1 mm) e de 7,5 mm (± 1 mm) respectivamente, aferidas com um paquímetro digital Digimess 100.174BL (Digimess Ltda., China). Esses dentes foram limpos com curetas periodontais e pedra-pomes e armazenados em água destilada. Suas superfícies foram inspecionadas e somente dentes livres de trincas e defeitos foram incluídos no estudo (Figuras 35, 36 e 37a,b, Vol. II, p. 22).

b) Inclusão dos Dentes

Os dentes selecionados foram incluídos em anéis de PVC com altura de 20 mm e diâmetro externo de 25 mm (bucha de redução soldável curta da marca Tigre S.A., Joinville, SC). Durante o processo de inclusão, foi utilizado um delineador protético (Delineador protético B2, Bio-art, São Carlos, SP), para padronizar o método de inserção, garantir a obtenção de uma relação de paralelismo entre a superfície oclusal dos dentes e a base do anel de PVC, e manter estável o posicionamento dos dentes durante o processo de polimerização da resina epóxi (Figura 38, Vol. II, p. 23). A superfície oclusal dos dentes foi fixada com o auxílio de cera de utilidade (Epoxiglass, Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., Diadema, SP) a uma haste cilíndrica acoplada ao delineador. O anel de PVC foi posicionado na base do delineador, logo abaixo do dente, e preenchido com resina epóxi (Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., Diadema, SP). Após esse procedimento, a haste acoplada ao delineador foi rebaixada até completar o processo de inserção da porção radicular do dente (Figuras 39 e 40, Vol. II, p. 23). Para fins de padronização, foi estabelecido, através de uma sonda milimetrada, que 3 mm da raiz aquém do limite amelocementário ficariam expostos e que o restante seria submerso na resina epóxica. O conjunto permaneceu imóvel até a completa polimerização da resina epóxi e posteriormente foi armazenado em água destilada por 24 h.

c) Ensaio Mecânico

Antes de realizar o ensaio de compressão propriamente dito, os corpos de prova foram inseridos em um dispositivo metálico, que apresentava as funções de fixação, estabilização e imobilização (Figuras 41a,b, Vol. II, p. 24). O conjunto foi posicionado sobre a base da máquina de ensaios mecânicos universal EMIC, modelo DL-3000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR), com célula de carga de 5 KN. A carga compressiva foi aplicada até a fratura do corpo de prova (Figura 43, Vol. II, p. 24), com velocidade de avanço de 1 mm/min, por meio de uma esfera com 6 mm de diâmetro, que foi posicionada de forma que sua superfície externa estivesse

apoiada nas vertentes internas das cúspides vestibulares e linguais dos corpos de prova (Figuras 42 a,b, Vol. II, p. 24).

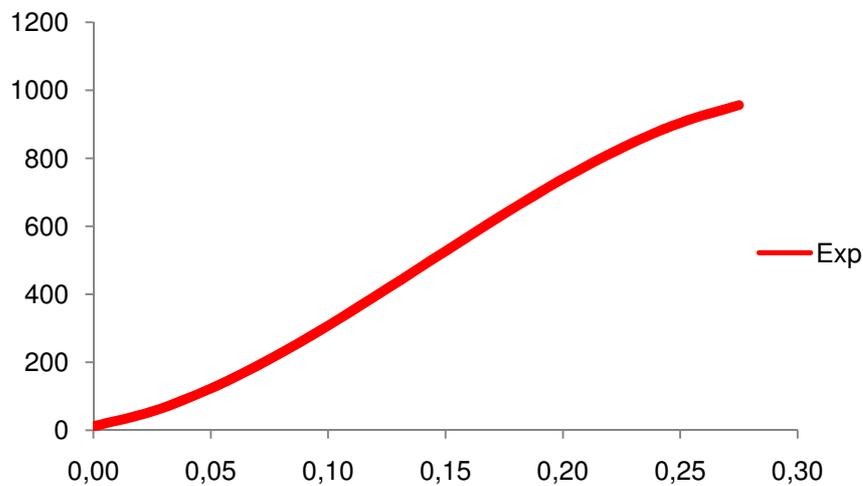
Após a realização dos ensaios de resistência à compressão, os dados foram computados e uma média de valores de força e de deslocamento foi obtida (Tabela 5) para o conjunto dos corpos de prova (n=10).

Tabela 5 - Valores médios de força e deslocamento do ensaio de resistência à compressão

| Deslocamento (mm) | Força (N) |
|-------------------|-----------|
| 0,000 | 12,3 |
| 0,025 | 56,0 |
| 0,050 | 123,3 |
| 0,075 | 209,1 |
| 0,100 | 308,3 |
| 0,125 | 415,9 |
| 0,150 | 527,0 |
| 0,175 | 636,3 |
| 0,200 | 738,9 |
| 0,225 | 829,8 |
| 0,250 | 903,8 |
| 0,275 | 955,9 |
| 0,300 | 981,2 |

Esses valores médios permitiram a geração de um gráfico (Gráfico 1) de força/deslocamento, que representa o comportamento médio dos 10 corpos de prova submetidos ao ensaio experimental de resistência à compressão.

Gráfico 1 - Força/Deslocamento do ensaio experimental de resistência à compressão



4.4.2 Simulação Computacional do Ensaio de Compressão

a) Modelagem Geométrica

A geometria dos corpos de prova utilizados no ensaio experimental de resistência à compressão foi reproduzida por meio do programa SolidWorks, utilizando-se a mesma técnica empregada para o desenvolvimento dos demais modelos analisados. Um cilindro com dimensões de 20 mm de altura e de 18 mm de diâmetro interno foi construído com o programa. Os procedimentos de sobreposição e subtração do cilindro e do modelo do dente hígido gerado anteriormente foram aplicados para criar um modelo representativo do cilindro de resina epóxi, semelhante ao obtido durante o preparo dos corpos de prova para o ensaio de compressão. Esses arquivos foram transportados para um arquivo denominado “*Assembly*”, onde foi possível unificar o modelo do dente hígido ao cilindro de resina epóxi por meio de um sistema de coordenadas, gerando o modelo representativo dos corpos de prova utilizados no ensaio de compressão (Figuras 44a,b e 45a, Vol. II, p. 25). Para que os locais onde a carga foi aplicada na etapa de simulação computacional fossem os mesmos do ensaio experimental de resistência à compressão, uma esfera com 6 mm de diâmetro, idêntica à esfera utilizada no ensaio mecânico, foi confeccionada com o programa SolidWorks. Essa esfera foi posicionada sobre a superfície oclusal do modelo representativo dos corpos de prova para definir as regiões de contato

entre as duas estruturas modeladas (Figura 45b, Vol. II, p. 25). Nesses locais foi aplicada a carga na simulação computacional.

b) Modelagem por Elementos Finitos

A discretização do modelo representativo dos corpos de prova foi realizada utilizando-se a mesma técnica descrita anteriormente. Os elementos selecionados foram os tetraédricos parabólicos, e os procedimentos de refinamentos aplicados foram os mesmos adotados na discretização dos demais modelos geométricos (Figuras 46a,b, Vol. II, p. 26). Os números totais de pontos nodais e de elementos obtidos foram de 222.915 e de 145.659 respectivamente.

c) Definição das Propriedades Mecânicas

Todos os constituintes dos modelos foram considerados isotrópicos, elásticos e contínuos, e o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson das estruturas modeladas estão descritos na Tabela 6.

d) Definição das Condições de Contorno e Carregamento

O modelo foi fixado nas faces circundantes e na base do cilindro de resina epóxi, admitindo-se um deslocamento igual a zero (Figura 46c, Vol. II, p. 26). Durante a simulação computacional foi aplicada uma carga de 1.000 N sobre a superfície oclusal do modelo representativo dos corpos de prova, nas regiões estabelecidas pela esfera cilíndrica de 6 mm. A carga foi distribuída linearmente em 10 etapas para a obtenção dos pontos intermediários de deslocamento (Tabela 7), que permitiram a construção do gráfico força/deslocamento do modelo matemático (Gráfico 2). O valor de 1.000 N foi escolhido com base nos dados médios de resistência à fratura, obtidos no ensaio experimental de compressão.

Tabela 6 - Propriedades mecânicas dos constituintes do modelo representativo dos corpos de prova

| Estrutura | E | ν | Referência |
|--------------|----------------------|-------|------------------------|
| Esmalte | 72,7 GPa | 0,33 | Habelitz et al. (2001) |
| Dentina | 18,6 GPa | 0,31 | Craig e Peyton (1958) |
| Resina epóxi | 270 GPa [*] | 0,35 | Lin, Chang, Liu (2008) |

* Dado da autora.

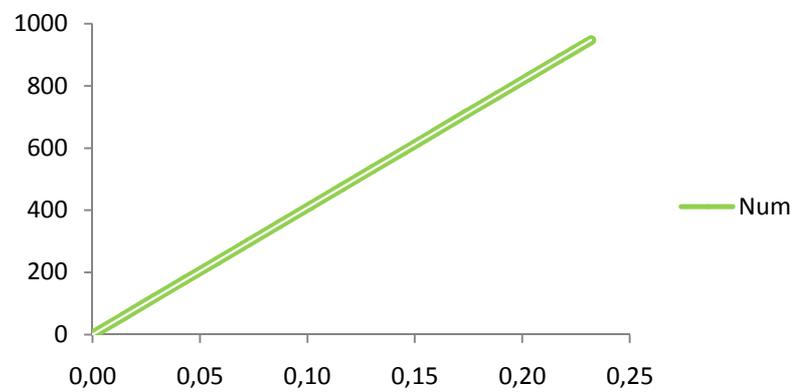
e) Processamento e Pós-Processamento

A etapa de processamento foi realizada no programa ANSYS Workbench (Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA). Os resultados foram visualizados por meio de um diagrama de cores do deslocamento obtido durante a simulação (Figuras 47a,b, Vol. II, p. 27). No ensaio experimental de resistência à compressão, os valores de deslocamento no eixo Z são registrados. Dessa forma, na simulação computacional, o software foi programado para gerar os dados referentes ao deslocamento no eixo Z (Tabela 7). Esses dados possibilitaram a plotagem de um gráfico relativo à força por deslocamento uniaxial no eixo Z (Gráfico 2).

Tabela 7 - Valores de força e deslocamento da simulação numérica

| Deslocamento (mm) | Força (N) |
|-------------------|-----------|
| 0,0000 | 0,0 |
| 0,0145 | 59,2 |
| 0,0290 | 118,4 |
| 0,0435 | 177,6 |
| 0,0580 | 236,8 |
| 0,0725 | 296,0 |
| 0,0870 | 355,2 |
| 0,1015 | 414,4 |
| 0,1160 | 473,6 |
| 0,1305 | 532,8 |
| 0,1450 | 592,0 |
| 0,1595 | 651,2 |
| 0,1740 | 710,4 |
| 0,1885 | 769,6 |
| 0,2030 | 828,8 |
| 0,2175 | 888,0 |
| 0,2320 | 947,2 |

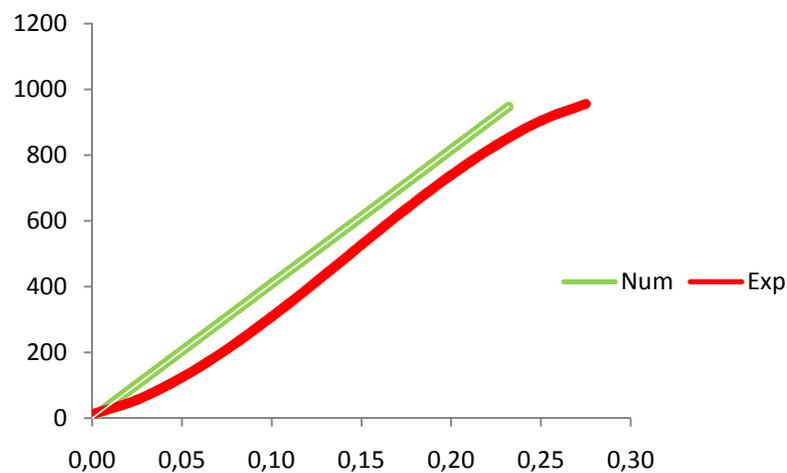
Gráfico 2 - Gráfico força/deslocamento da simulação numérica



4.4.3 Comparação entre o Ensaio Experimental e a Simulação Computacional

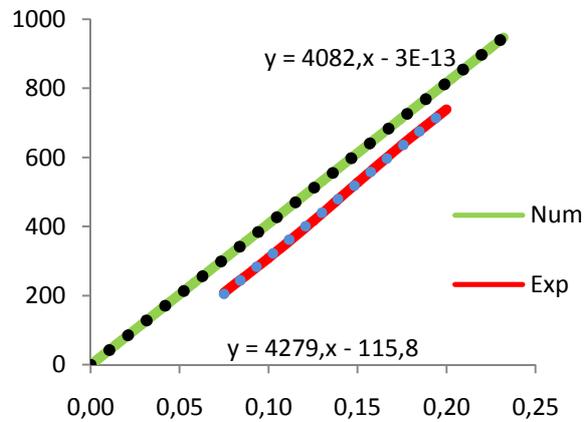
Os gráficos força/deslocamento do ensaio experimental e da simulação numérica foram sobrepostos no mesmo sistema de coordenadas para possibilitar a análise da relação entre eles (Gráfico 3).

Gráfico 3 - Gráfico força/deslocamento da simulação numérica e do ensaio experimental



A validação do modelo geométrico foi realizada utilizando-se três parâmetros: análise visual da semelhança entre os gráficos força/deslocamento do ensaio experimental e da simulação numérica; comparação dos valores das constantes elásticas nas duas situações apresentadas; e análise estatística que comprova a existência de uma relação de paralelismo entre as retas. Para a realização dessas análises, foi necessário o uso de linhas de tendência, que possibilitam a obtenção da função geratriz da reta (Gráfico 4). No caso do gráfico relativo ao ensaio experimental, selecionou-se uma região relativamente reta, que caracteriza a fase elástica de seu comportamento mecânico, para que depois seja traçada uma linha de tendência. Isso se justifica, pois, durante o ensaio numérico, os diferentes constituintes do modelo foram considerados elásticos.

Gráfico 4 - Gráfico força/deslocamento da análise numérica e do ensaio experimental



As equações plotadas no gráfico são equações de primeiro grau do tipo $y = ax + b$, onde “y” representa a força, “x” o deslocamento, e “a” e “b”, os coeficientes angular e linear da reta respectivamente. Fisicamente, o coeficiente angular é a constante elástica da Lei de Hooke, variável que servirá de parâmetro para a comparação entre o ensaio experimental e o numérico. Os valores de “a” para os ensaios numérico e experimental obtidos foram: “a” num = 4.082,8; e “a” exp = 4.279,3.

O percentual de erro foi calculado para avaliar a semelhança entre os ensaios de resistência à compressão e a simulação numérica, de acordo com a fórmula:

$$Erro = \left(1 - \frac{a_{num}}{a_{exp}} \right) \times 100 = 4,6\%$$

De acordo com Lin, Chang, Liu (2008), para a validação de modelos geométricos, o percentual de erro aceitável é de 10%. Portanto, o presente estudo obteve um percentual de erro aceitável de 4,6%, inferior a 10%.

Além do cálculo do percentual de erro, foi feita a análise estatística de paralelismo entre as retas no modelo logístico linear, por meio do teste de homogeneidade dos coeficientes de regressão. Os resultados dessa análise comprovam que as retas referentes ao ensaio experimental e ao numérico são paralelas, o que significa que os modelos comportam-se de maneira similar com relação à deformação quando submetidos às mesmas condições de carregamento (Anexo C).

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 A Metodologia

A maior parte das pesquisas que analisam o desempenho de restaurações cerâmicas são estudos clínicos longitudinais. Já o comportamento mecânico do conjunto dente/restauração é avaliado, principalmente, por estudos de resistência à fratura. Essas metodologias são extremamente válidas para se obterem informações quanto à resistência e à longevidade desses sistemas, mas apresentam suas limitações. Os ensaios de resistência à compressão empregam um considerável número de corpos de prova confeccionados com dentes extraídos. A obtenção desses dentes hígidos é relativamente difícil e depende da aprovação dos comitês de ética em pesquisa com seres humanos das instituições de ensino. Ademais, a confecção de inúmeros corpos de prova com restaurações cerâmicas representa um custo elevado e demanda muitas horas de trabalho laboratorial.

Além disso, os ensaios de resistência à fratura são destrutivos, empregam cargas estáticas e não simulam com fidelidade as condições do ambiente intrabucal. Além disso, a interpretação é limitada a valores numéricos e pela análise estatística (GOEL et al., 1992). Os fenômenos que ocasionam a fratura dos corpos de prova são difíceis de ser identificados e compreendidos, sendo, para isso, necessário associar a observação das características da fratura por meio de microscopia.

Já o método dos elementos finitos permite a realização de diversas análises a partir de um único modelo, que pode ser construído com o auxílio de apenas um dente extraído. As técnicas de modelagem permitem o desenvolvimento de uma infinidade de modelos, que possibilitarão a simulação de diversas situações clínicas a partir de modificações do modelo hígido original. No entanto, a modelagem tridimensional de estruturas bucais é complexa em virtude dos múltiplos componentes, camadas, riqueza de detalhes anatômicos, geometria irregular e assimétrica (KWON; CHAES; LEE (2003); GAO; XU; DING, 2006).

O presente estudo utilizou a técnica de modelagem a partir de cortes sequenciais de um segundo pré-molar hígido e das estruturas ósseas circundantes. Essa metodologia de obtenção dos modelos tem sido empregada em diversos estudos (BORCIC et al., 2005, 2007; GOEL; KHERA; SINGH, 1990).

Existem, ainda, outras formas de modelagem e digitalização dos modelos, como o uso de scanner a laser e de microtomografias computadorizadas. Esses métodos são tão eficazes quanto ao empregado neste estudo, com a vantagem de permitir a digitalização da geometria externa do dente de forma mais rápida e menos trabalhosa. No entanto, não foi possível aplicar uma dessas metodologias em virtude da indisponibilidade dos equipamentos necessários.

Lin, Chang, Liu (2008) destacam a dificuldade em se modelar a camada de cimento resinoso e de se recriar o arredondamento dos ângulos internos do preparo cavitário, recomendando que esses procedimentos sejam executado em estudos futuros. Asmussen et al. (2005) e Gao, Xu, Ding (2006) enfatizam a importância da modelagem tridimensional e acrescentam que, quanto mais estruturas modeladas e maior a fidelidade dos componentes do modelo, maior a validade dos resultados obtidos. No presente estudo, além dos tecidos dentários e das estruturas de suporte, ainda foram modelados o preparo cavitário com ângulos internos arredondados e com diferentes profundidades, a camada de cimento resinoso, as bases cavitárias e inlays cerâmicos.

Nos estudos laboratoriais, as variáveis relacionadas à padronização do preparo cavitário e das características anatômicas e dimensionais das peças cerâmicas são difíceis de ser controladas (GRANATH; SVENSSON, 1991). Já as questões relacionadas às propriedades dos dentes, como composição química, resistência, dimensões, diferenças anatômicas, fatores étnicos e hereditários, são praticamente impossíveis de ser controladas, o que pode ocasionar elevada dispersão dos dados nesse tipo de metodologia.

Na metodologia aplicada, as variáveis relacionadas às propriedades e às características anatômicas dos dentes, do preparo cavitário e das dimensões das restaurações foram totalmente eliminadas. Além disso, uma das maiores vantagens do programa é o total controle sobre a magnitude e a localização da carga aplicada (FARAH; CRAIG, 1975). Dessa forma, de acordo com Khera et al. (1991), não é necessária a aplicação de análises estatísticas, pois, se as propriedades aplicadas e as condições de carregamento forem as mesmas, a simulação poderá ser repetida, sendo os resultados iguais independentemente do número de simulações realizadas. No entanto, uma limitação do método consiste na dificuldade de comparação dos resultados entre os estudos, pois a morfologia e as dimensões dos modelos serão diferentes, bem como as propriedades aplicadas e as condições de contorno e carregamento (BORCIC et al., 2007).

Além de o modelo apresentar características geométricas semelhantes às estruturas originais, Gao, Xu, Ding (2006) acreditam que a confiabilidade dos estudos que aplicam o método dos elementos finitos está relacionada a condições de contorno, carregamento e propriedades aplicadas. No presente estudo, as propriedades de módulo de elasticidade e do coeficiente de Poisson dos tecidos foram selecionadas a partir de uma extensa pesquisa na literatura. Para a comparação entre os resultados, foi adotado como critério de seleção os valores mais citados em estudos publicados em revistas de grande projeção. Já para os materiais, foram adotadas as propriedades do sistema cerâmico IPS Empress e do cimento resinoso Variolink (Ivoclar Vivadent, Lieschenstein), pois, de acordo com as pesquisas de Christensen (1998) e Milleding, Ortengren, Karlsson (1995), são os materiais mais empregados na restauração de inlays. As propriedades aplicadas e a espessura do cimento foram definidas com base nos estudos de Dejak et al. (2007) e Dejak e Mlotkowski (2008).

Quanto à espessura do cimento resinoso, foi adotada a medida de 100 μm , uma vez que Guiliadori et al. (2009) e Tiriduzzi et al. (2009) afirmam que modelos geométricos modelados com a espessura de 100 μm apresentam melhor distribuição de tensões. Embora Lin, Chang, Liu (2008) afirmem que não existem diferenças na

distribuição de tensões em espessuras de 50 μm a 100 μm , optar por uma espessura menor que 100 μm dificultaria os procedimentos de discretização.

Os materiais e as estruturas dentais modelados foram considerados isotrópicos, elásticos e contínuos. Materiais isotrópicos apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada. Os elásticos recuperam suas dimensões originais quando a carga cessa. Já os contínuos não apresentam espaços vazios em sua estrutura (SOARES, 2003). Essas propriedades adotadas são simplificações realizadas em grande parte dos estudos que utilizam tal metodologia (AUSIELLO et al., 2004; BARINK et al., 2003; COUEGNAT et al., 2006; DE JAGER; DE KLER; VAN DER ZEL, 2006; DEJAK; MLOTKOWSKI, 2008; PETERS; DE VREE; BREKELMANS, 1993). De acordo com Barink et al. (2003), esse tipo de simplificação tem repercussão mínima nos resultados dos estudos. Couegnat et al. (2006) afirmam que, mesmo que as estruturas sejam anisotrópicas, podem ser consideradas isotrópicas no estudo, porque a anisotropia é observada somente no nível microcópico. Além disso, Ausiello et al. (2004) consideram que a forma mais adequada de se simularem estruturas friáveis consiste na aplicação de propriedades isotrópicas, elásticas e lineares.

Quanto à carga aplicada, foi estabelecido o valor de 100 N. Os estudos de Peters, De Vree, Brekelmans (1993), Motta (2007) e Asmussen e Peutzfeldt (2008) consideram que essa carga é a mais apropriada para simular os esforços fisiológicos ocorridos na mastigação. Peters, De Vree, Brekelmans (1993) destacam, ainda, que a direção, o local e a inclinação da carga também influenciam nos resultados. No presente estudo, os parâmetros adotados foram os mesmos aplicados nos estudos de Motta (2007) e Couegnat et al. (2006). Foi necessário utilizar esse padrão em virtude da simulação dos modelos somente preparados (SP1, SP2 e SP3), nos quais, por não apresentarem restaurações, as regiões das cúspides vestibular e lingual constituíam-se nos únicos locais de apoio disponíveis para a aplicação da carga.

As condições de contorno aplicadas, descritas em Material e Métodos, foram realizadas de forma que esse procedimento não produzisse interferência na concentração de tensões nas estruturas dentárias. Borcic et al. (2005) recomendam

o aumento das dimensões méso-distais do osso, para que as estruturas dentais não sofram interferência das condições de contorno.

Na etapa de discretização, os elementos selecionados foram os tetraédricos, pois são considerados os mais apropriados para estruturas com geometrias complexas (KWON; CHAES; LEE (2003)). Outros autores também utilizaram esses elementos na confecção da malha (AUSIELLO et al., 2001; BORCIC et al., 2005; CHANG et al., 2008; DE JAGER; DE KLER; VAN DER ZEL (2006); DEJAK; MLOTKOWSKI, 2008; GAO; XU; DING, 2006; LIN et al., 1999).

Uma vez construído e validado o modelo, novas análises podem ser realizadas alterando-se as propriedades e as condições de carregamento. O programa permite a simulação de diversas situações clínicas, como ciclagem térmica e ciclagem mecânica, contração de polimerização, absorção de água, propagação de trincas e adesão, além da concentração e da distribuição de tensões, objeto do presente estudo.

É possível, ainda, realizar a análise de todos os componentes, de forma isolada ou em conjunto, interna ou externamente. As tensões podem ser observadas sob diferentes angulações, perspectivas, ampliações e por meio de cortes ou supressão de partes do modelo, possibilitando a visualização das estruturas internas.

O método dos elementos finitos tem a capacidade de detectar regiões consideradas críticas, passíveis de fraturas, e, dessa forma, prever o comportamento das estruturas ou materiais modelados. Peters, De Vree, Brekelmans (1993) e Huysmans e Van Der Varst (1993) destacam que os estudos convencionais dificilmente apresentam essa capacidade, além de não possibilitarem a visualização do comportamento dos componentes internos dos corpos de prova. A análise das tensões de Von Mises indica a localização e a distribuição de tensões nos modelos, e não os valores de tensão em que o material irá fraturar (AUSIELLO et al., 2004). Em análises lineares, não é necessário carregar o modelo até sua falha. Quando todos os outros parâmetros são constantes, ao modificar a magnitude da carga, não ocorre uma alteração da distribuição de tensões no modelo (ABU-HASSAN et al.,

2000; DUMONT; GROSSE; SLATER, 2009). De acordo com Lang et al. (2001), esse tipo de análise pode prever o fracasso dos modelos de forma mais precisa, pois seus resultados são expressos sob a forma de uma combinação entre tensões de tração, compressão e cisalhamento, nos eixos X, Y e Z. Como as tensões equivalentes de Von Mises são tensões agregadas, seus resultados não podem ser comparados às tensões de tração, compressão ou flexão provenientes de outros estudos.

A validação dos modelos é uma etapa importante da metodologia e tem como finalidade demonstrar que o modelo matemático apresenta o mesmo comportamento mecânico do modelo físico real (JONES; WILCOX, 2008; LANG et al., 2001). Esse processo garante que os resultados sejam confiáveis e precisos. Na odontologia, foram encontrados poucos estudos que realizaram a validação, no entanto esse procedimento vem sendo utilizado pelos engenheiros há muito anos. Recentemente, os pesquisadores de outras áreas estão atentando para a necessidade de validar seus modelos (DUMONT; GROSSE; SLATER, 2009).

Não existe uma metodologia padrão que descreva o processo de validação. Alguns autores comparam os resultados da simulação com os resultados de ensaios mecânicos encontrados na literatura. Acredita-se que esse procedimento não é o mais apropriado, pois o pesquisador não tem conhecimento a respeito das condições em que os ensaios foram realizados. Os estudos que fazem a validação não descrevem a metodologia de forma detalhada, tornando difícil a reprodução da maioria dos procedimentos adotados. Além disso, alguns autores utilizam os resultados de resistência à compressão para a validação (AUSIELLO et al., 2001), enquanto outros aplicam estudos de deformação com o uso de extensômetros (CHANG et al., 2008).

O presente estudo utilizou três parâmetros para a validação do modelo hígido: a) a sobreposição e a comparação visual dos gráficos força/deslocamento obtidos no ensaio de compressão e na simulação computacional; b) o cálculo do percentual de erro entre os coeficientes de regressão das retas; e c) a aplicação do teste de homogeneidade dos coeficientes de regressão, que avalia a existência de paralelismo entre as retas.

A comparação visual dos gráficos foi realizada nos estudos de Ausiello et al. (2001, 2002, 2004). O cálculo do percentual de erro foi realizado por Chang et al. (2008) e Lin, Chang, Liu (2008). Já a validação por meio da análise do paralelismo entre as retas não foi encontrada na literatura. Acredita-se que esse tipo de análise é o meio mais objetivo de se obter a validação, pois se está aplicando uma análise estatística. Uma vez comprovado o paralelismo, significa que o modelo matemático comporta-se de maneira similar com relação a sua deformação, quando submetido às mesmas condições de carregamento do modelo físico real.

5.2 Os Resultados

Para melhor compreensão dos resultados obtidos no presente estudo, a discussão inicia-se pela análise da distribuição de tensões de Von Mises no modelo hígido, nos modelos preparados com diferentes profundidades da parede pulpar e nos modelos restaurados. É discutida, ainda, a influência das variáveis relacionadas à espessura do material cerâmico, à técnica restauradora empregada e ao módulo de elasticidade e espessura das bases de resina composta na distribuição de tensões.

Ao analisar a distribuição de tensões no modelo hígido, pôde-se constatar maior concentração de tensões de Von Mises no esmalte, notadamente na região do sulco oclusal e na região cervical das faces vestibular e lingual (Figuras 48, 49, 52a,b, Vol. II, p. 28). Esses resultados são claramente identificados ao analisar as estruturas internas do esmalte e da dentina separadamente (Figuras 50 e 51, Vol. II, p. 28). Cunha (2005) também observou esse padrão de tensões em modelos bidimensionais de pré-molares com carregamento de 100 N. Soares (2003) avaliou resistência à fratura e a distribuição de tensões de Von Mises em modelos bidimensionais de molares com diferentes materiais restauradores e configurações de preparo cavitário. O modelo hígido apresentou comportamento similar ao estudado, sendo a maior concentração de tensões identificada no esmalte oclusal e na região cervical. No presente estudo, a concentração de tensões na região do

sulco dos modelos restaurados e do modelo hígido foi semelhante. Já na região cervical, observou-se maior extensão nas áreas com maior concentração de tensões (Figura 48, Vol. II, p. 28). O maior módulo de elasticidade das cerâmicas em relação ao esmalte proporcionou maior concentração de tensões sobre a restauração e menor concentração sobre as estruturas dentais, enquanto no dente hígido as tensões foram distribuídas entre as estruturas.

Dejak e Mlotkowski (2008) afirmam que no modelo hígido a região do sulco oclusal é o local com maior probabilidade de falhas e, nos modelos somente preparados, existe maior possibilidade de falhas no ângulo interno linguopulpar e no esmalte cervical, constatações também feitas neste estudo. No entanto Dejak e Mlotkowski (2008) utilizaram o critério de falhas Mohr-Coulomb, enquanto o presente estudo avaliou as tensões equivalentes de Von Mises.

Este estudo demonstrou que a concentração e a distribuição de tensões no esmalte e na dentina são alteradas pelo aumento da profundidade da parede pulpar, notadamente nos ângulos diedros vestibulopulpar e linguopulpar do preparo cavitário e na região cervical do esmalte vestibular e lingual do remanescente dental (Figuras 53a,b,c,d, 54a,b,c,d e 55a,b,c,d, Vol. II, p. 29). Essas constatações estão em concordância com os estudos de Goel et al. (1992), que demonstraram pelo método dos elementos finitos que a profundidade da cavidade aumenta as tensões máximas na dentina adjacente à parede pulpar.

Lin et al. (2001) também avaliaram a influência da profundidade do preparo cavitário na distribuição de tensões pelo método dos elementos finitos e seus resultados corroboram os achados do presente estudo. Os autores acrescentaram que a presença de caixas proximais e da dentina interaxial em preparos méso-ocluso-distais é essencial para favorecer o comportamento mecânico de dentes com essa configuração de preparo cavitário. Em seu estudo, ainda avaliaram a influência da adesão na distribuição de tensões, ao simular situações de adesão perfeita e descontínua, e destacaram a importância da adesão para uma distribuição de tensões favorável.

Khera et al. (1991) e Lin et al. (2001) avaliaram, além da profundidade do preparo, a presença de dentina interaxial e a extensão do istmo oclusal. Os resultados estão de acordo com o presente estudo no que se refere aos efeitos deletérios da profundidade pulpar sobre o remanescente dental. Khera et al. (1991) destacam que a profundidade das cavidades teve maior impacto sobre a distribuição de tensões quando comparada aos outros critérios estudados. Afirmam que nas cavidades com menor volume de dentina interaxial a maior concentração de tensões foi identificada na região dos ângulos internos linguopulpar e vestibulopulpar. Já Lin et al. (2001) acrescentaram que a profundidade tem grande impacto na concentração de tensões sobre o esmalte no remanescente dental, enquanto o volume de dentina interaxial está intimamente relacionado ao aumento de tensões sobre a dentina.

Khera et al. (1988) destacaram que, à medida que as cavidades se tornaram mais profundas, houve um aumento na concentração de tensões na região dos ângulos internos vestibulopulpar e linguopulpar. Já no presente estudo, à medida que as cavidades se tornaram mais profundas, a região atingida pelos maiores valores de tensões de Von Mises estendeu-se. Nos preparos mais conservadores, apresentava-se mais evidente na região dos ângulos internos, enquanto, nos preparos mais invasivos, atingiu uma região mais ampla, estendendo-se por toda a extensão da parede pulpar. Os mesmos autores ainda afirmam que observaram uma marcante diferença na distribuição de tensões no esmalte e na dentina. No presente estudo, esse comportamento foi evidenciado nos modelos restaurados. Já nos modelos não restaurados, que apenas receberam preparo cavitário, pôde-se identificar um comportamento semelhante entre essas estruturas. Em ambos os tecidos houve considerável aumento de tensões à medida que o preparo cavitário ficava mais profundo. Os valores máximos de tensões de Von Mises foram semelhantes, sendo apenas a localização das tensões diferente. No esmalte, os valores mais elevados de tensões de Von Mises foram observados na região cervical das superfícies vestibular e lingual, enquanto, na dentina, localizava-se, principalmente, na parede pulpar, nos ângulos internos e na região cervical da raiz (Figuras 53 a 55, Vol. II, p. 29).

O estudo apresenta modelos com 1 mm, 2 mm e 3 mm de profundidade em relação ao ponto mais profundo do sulco oclusal. Nos modelos com 1 mm, foi apresentada a opção de restauração exclusivamente com material cerâmico (P1). Esse modelo foi desenvolvido para se observarem a concentração e a distribuição de tensões em restaurações com profundidade rasa e pequena espessura de material cerâmico. Além disso, esse modelo serviu de padrão de comparação com os modelos R1P1 e R2P1, que apresentam a mesma espessura de material cerâmico, mas com diferentes profundidades.

Nos modelos com 2 mm de profundidade, as opções restauradoras apresentadas foram restauração exclusivamente com material cerâmico (P2) e restauração por meio da associação de cerâmica e base de resina composta com módulo de elasticidade baixo, médio e alto (R1P1 a,b,c). Entre essas opções, o modelo P2 (Figuras 57a,b,c,d,e,f,g,h, Vol. II, p. 30), quando comparado aos modelos R1P1 (a,b,c), apresentou condições mais favoráveis com relação à distribuição de tensões no preparo cavitário, na superfície interna da cerâmica e no cimento resinoso (Figuras 72a,b,c, 74a,b,c, 75a,b,c e 76a,b,c, Vol. II, p. 32). Quanto aos modelos R1P1 (a,b,c), a análise comparativa demonstrou que o modelo R1P1a (1 mm de resina composta de baixo módulo de elasticidade associado a 1 mm de cerâmica) apresentou maior concentração de tensões no preparo cavitário e na superfície interna da cerâmica, em virtude do baixo módulo de elasticidade da resina composta (Figuras 59a,b,c, 65a,b,c, 68a,b,c, 74a,b,c, 75a,b,c e 76a,b,c, Vol. II, p. 31 e p. 32).

Nos modelos com 3 mm de profundidade, foram apresentadas as seguintes opções restauradoras: P3 (exclusivamente com cerâmica); R1P2 (1 mm de resina composta e 2 mm de cerâmica); e R2P1 (2 mm de resina composta e 1 mm de cerâmica). As opções com bases cavitárias subdividiram-se em “a, b e c”, que correspondem às resinas com baixo, médio e alto módulo de elasticidade. Nas cavidades com 3 mm, a melhor opção restauradora, com distribuição de tensões mais favoráveis, foi identificada no modelo P3, restaurado exclusivamente com cerâmica (Figuras 58a,b,c,d,e,f,g,h, Vol. II, p. 30). Essa constatação pode ser evidenciada na observação da distribuição de tensões no preparo cavitário, na superfície interna

da cerâmica, bem como no material de cimentação (Figuras 73 a 83, Vol. II, p. 32 e p. 33).

Entre as opções restauradoras dos modelos R2P1 (Figuras 61a,b,c, 64a,b,c, 67a,b,c e 70a,b,c, Vol. II, p. 31) e R1P2 (Figuras 60a,b,c, 63a,b,c, 66a,b,c e 69a,b,c, Vol. II, p. 32), a maior concentração de tensões foi identificada nos modelos R2P1, notadamente no modelo “a” (com base de resina composta com baixo módulo de elasticidade).

Nas restaurações R1P2 (a,b,c), o modelo com resina composta com baixo módulo de elasticidade (a) também apresentou comportamento menos favorável. No entanto, a diferença de desempenho entre as resinas compostas com diferentes módulos de elasticidade foi menos evidente nesses modelos, o que provavelmente está relacionado à maior espessura da cerâmica.

Diante dessas observações, pode-se afirmar que em cavidades com 2 mm e 3 mm a opção mais favorável é o emprego de restaurações exclusivas de cerâmica, em virtude da menor concentração de tensões na superfície interna da cerâmica, no preparo cavitário e no cimento resinoso. Todavia, em situações em que é inevitável o emprego de bases cavitárias, deve-se optar por resinas compostas com alto módulo de elasticidade e menor espessura, como no modelo R1P2c.

Ao analisar as possibilidades apresentadas com relação ao critério espessura do material cerâmico, observa-se que o modelo P3 apresentou melhor distribuição de tensões, seguido do modelo P2, que apresentou resultados intermediários e semelhantes aos modelos R1P2. As situações em que ocorreu maior concentração de tensões foram nos modelos com 1 mm de espessura de material cerâmico (Figuras 56, 59, 61, 62, 64, 65, 67, 68, 70 e 71, Vol. II, p. 30, p. 31, p. 32), notadamente no modelo em que houve a associação com a base cavitária de resina composta com 1 mm e 2 mm de espessura e baixo módulo de elasticidade (Figuras 74 a,b,c,d,e e 80a,b,c,d,e, Vol. II, p. 32). Observa-se que o fator que mais influenciou no comportamento desfavorável foi o módulo de elasticidade da resina composta, e não sua espessura, pois os modelos R2P1a e R1P1a tiveram o mesmo

comportamento independentemente da espessura da base. Dessa forma, pode-se afirmar que as restaurações com maior espessura de material cerâmico tendem a apresentar melhor distribuição de tensões, principalmente quando são cimentadas diretamente sobre o preparo cavitário, sem a existência de materiais intermediários.

De acordo com Banks (1990), o modo como os sistemas restauradores absorvem, transmitem e distribuem as tensões recebidas no ambiente bucal é tão importante quanto a própria resistência do material restaurador. As simulações computacionais realizadas por meio de estudos de elementos finitos são capazes de avaliar a distribuição de tensões e, por isso destaca-se sua importância.

O sucesso ou o fracasso das restaurações cerâmicas dependem da associação de vários fatores que, inter-relacionados, podem influenciar no comportamento mecânico do conjunto dente/restauração (FEDERLIN et al., 2007; TSAI et al., 1998; WAKABAYASHI; ANUSAVICE, 2000). A configuração do preparo cavitário, a espessura do material cerâmico, o tipo de agente de cimentação, a adesão entre as interfaces, a adaptação marginal, os contatos oclusais, assim como o módulo de elasticidade das estruturas que darão suporte ao material cerâmico podem influenciar na resistência do conjunto (ISIDOR; BRONDUM, 1995; HAYASHI et al., 2000; KRAMER et al. 1999; KRAMER; FRANKENBERGER, 2005; MAIA, 2005; MILLEDING; ORTENGREN; KARLSSON, 1995; QUALTROUGH; WILSON, 1996).

No presente estudo ficou evidente a relação entre a espessura do material cerâmico, a presença de bases cavitárias e seu módulo de elasticidade na distribuição de tensões da unidade restaurada. Com relação à espessura do material cerâmico, foi possível visualizar que, quanto maior a espessura do inlay cerâmico, menor a concentração de tensões no preparo cavitário, na cerâmica e no cimento resinoso (Figuras 56, 57, 58, Vol. II, p. 30). Esses resultados estão em concordância com os estudos de Brochu e El-Mowaky (2002), Federlin et al. (2007) e Hayashi et al. (2000), que associam a ocorrência de fraturas das cerâmicas a sua pequena espessura. No entanto, Kramer et al. (1999) e Kramer e Frankenger

(2005) não estabeleceram correlação entre a espessura do material cerâmico e a ocorrência de falha.

Já Garber e Goldstein (1996) afirmam que os limites seguros da espessura de material cerâmico estão entre 1 mm e 2,5 mm, e tanto valores inferiores como superiores podem levar à diminuição da resistência da restauração. Christensen (1998) concorda e afirma que, apesar de existirem poucos estudos que fundamentam essa teoria, a espessura ideal é a de 2 mm. Da mesma forma, Garber e Goldstein (1996) acreditam que espessuras muito grandes não são favoráveis. Esses estudos diferem dos resultados apresentados com relação ao comportamento das cerâmicas com maior espessura. No modelo restaurado com 3 mm de espessura, foi observada menor concentração de tensões no remanescente dental, nas paredes internas do preparo cavitário e no cimento resinoso.

Farah et al. (1975) e Milleding, Ortengren, Karlsson (1995) afirmam que restaurações com sulcos profundos geram regiões críticas que podem servir como zonas de propagação de trincas e rachaduras, além de diminuir as dimensões da restauração. O presente estudo corrobora com a pesquisa de Soares (2003), que identificou, tanto no modelo hígido como nos restaurados, maior concentração de tensões na região do sulco, quando comparada a outras regiões do dente, o que confirma que os sulcos são regiões críticas e que a fratura pode-se propagar a partir desse local. Dessa forma, talvez não seja necessário aumentar a profundidade do preparo, mas sim realizar restaurações com sulcos menos pronunciados, pois, de acordo com Peters, De Vree, Brekelmans (1993), áreas com maior concentração de tensões podem ser consideradas regiões de predisposição ao surgimento de trincas e rachaduras.

Já Galiatsatos e Bergou (2008) acreditam que as trincas formam-se no corpo da porcelana, abaixo de sua superfície, e propagam-se devido às forças mastigatórias. Ao se avaliar essa região no presente estudo, observou-se maior concentração de tensões na parte interna da cerâmica, em contato com a parede pulpar, nos modelos com 1 mm de espessura de material cerâmico, notadamente naqueles em que as bases cavitárias apresentavam baixo módulo de elasticidade.

Ao analisar estudos clínicos longitudinais relacionados ao tema, pôde-se observar altos índices de sucesso, independentemente da utilização de bases cavitárias (FRADEANI; AQUILANO; BASSEIN, 1997; FRIEDL et al., 1996; GALIATSATOS; BERGOU, 2008; HAYASHI et al., 2000; ISIDOR; BRONDUM, 1995; KRAMER et al., 1999; KRAMER; FRANKENBERGER, 2005; KREJCI; KREJCI; LUTZ, 1992; LANGE; PFEIFFER, 2009; ROULET, 1997; MANHART et al., 2000; QUALTROUGH; WILSON, 1996; SCHEIBENBOGEN et al., 1998; THONEMANN et al., 1997; VAN DIJKEN et al., 1998; ZIMMER et al., 2008). Na descrição do protocolo clínico desses estudos, percebe-se que muitos utilizam o material de base como rotina. No entanto, não existem acompanhamentos clínicos específicos que avaliem a influência desse procedimento na longevidade dos sistemas restauradores. De acordo com Christensen (1998), ainda existem controvérsias relacionadas ao emprego de bases cavitárias sob restaurações cerâmicas. Milleding, Ortengren, Karlsson (1995) afirmaram que, ao realizar inlays cerâmicos sem bases cavitárias, houve decréscimo nos índices de fraturas nas restaurações cerâmicas.

Como as bases cavitárias fazem parte do sistema restaurador, suas características podem influenciar no comportamento biomecânico do conjunto (FARAH et al., 1975, HAYASHI et al., 2000, KREJCI; LUTZ; KREJCI, 1988). Krejci, Lutz, Krejci (1988) acreditavam que o módulo de elasticidade dos materiais de base, utilizados sob as restaurações de resinas compostas, deve estar entre 5 GPa e 10 GPa. Já em 1992, os mesmos autores afirmaram que esses materiais não são adequados para suportar inlays cerâmicos em virtude de suas pobres propriedades mecânicas (KREJCI; KREJCI, LUTZ, 1992). No presente estudo, o emprego de bases cavitárias com menor módulo de elasticidade (5 GPa) proporcionou maior concentração de tensões no material restaurador e nas paredes internas do preparo cavitário.

O estudo de Scherrer e De Rijk (1993) demonstra a relação entre o módulo de elasticidade do material de suporte e a resistência à compressão de coroas cerâmicas. Os grupos com estruturas de suporte com maior módulo (14 GPa) apresentaram maior resistência à compressão. Os autores acrescentam que o módulo de elasticidade de materiais de suporte de cerâmicas deve ser considerado

no momento da confecção do núcleo e que materiais com módulos inferiores a 9 GPa levam a uma perda de resistência do conjunto. O efeito do módulo do material de suporte não foi mascarado pelo material de cimentação, que apresentava módulo de 6,6 GPa. Já para Ausiello et al. (2004), o módulo de elasticidade do cimento resinoso repercutiu na distribuição de tensões dos inlays, tendo os de baixo módulo (6 GPa) contribuído para uma melhor distribuição de tensões. No presente estudo, as características do cimento resinoso foram fixadas, não sendo o objeto de avaliação. No entanto, no modelo R1P2a, onde o material de base apresentava um módulo mais baixo, foi observado um alívio nas tensões sobre o cimento resinoso, mas, em contrapartida, houve uma contribuição para uma maior concentração de tensões sobre a cerâmica. De acordo com Ausiello et al. (2001), nos materiais com menor módulo de elasticidade, existe menor concentração de tensões, o que provoca maior concentração de tensões nas regiões adjacentes a essa estrutura. Esse fenômeno também foi identificado no presente estudo. Nas resinas compostas com menor módulo de elasticidade, foi observada menor concentração de tensões; em contrapartida, as estruturas em contato com esse material apresentaram maior concentração de tensões quando comparadas aos modelos restaurados somente com porcelanas ou com material intermediário com maior módulo de elasticidade (Figuras 59, 60, 61, 62, 63, 64, 68, 69 e 70, Vol. II, p. 31).

Os modelos restaurados exclusivamente com porcelana apresentaram melhor comportamento. No entanto, ao se analisarem os modelos que receberam bases, aqueles que apresentavam módulo de elasticidade de 13,5 GPa (b) e de 22 GPa (c) obtiveram uma melhor distribuição de tensões quando comparados aos modelos com módulo de 5 GPa (a). Esse resultado está de acordo com os estudos de Banditmahakun et al. (2005) e Yamamoto, Takeishi, Momoi (2007), que avaliaram restaurações cerâmicas suportados por bases cavitárias com diferentes módulos de elasticidade. Os modelos que apresentavam suporte com menor módulo de elasticidade obtiveram maior concentração de tensões no estudo de Yamamoto et al. (2007), e os corpos de prova, com material de base com menor módulo, apresentaram menor resistência à fratura no estudo de Banditmahakun et al. (2005). Estes autores acreditam que as bases não são adequadas para dar

sustentação à cerâmica, pois, em decorrência de seu baixo módulo, propiciam a flexão e a conseqüente formação de tensões de tração no interior da porcelana, que fratura por sua baixa resistência à tração. Peters, De Vree, Brekelmans (1993) concordam e afirmam que, quando os inlays cerâmicos são cimentados sobre superfícies com baixo módulo de elasticidade, pode haver um aumento de sua deformação quando submetidos a cargas. Esses resultados vão de encontro aos estudos de Moscovich et al. (1998), que acreditam que a cerâmica não é submetida a esforços de tração em virtude da posição do plano neutro, quando utilizada na proporção de 3 mm de resina composta para 1 mm de porcelan.

As vantagens do emprego de bases cavitárias estão relacionadas à possibilidade de se conservarem estruturas dentárias sadias, reforçar cúspides sem apoio, diminuir o volume de inlays e onlays em preparos excessivamente profundos e preencher retenções e irregularidades presentes nas cavidades, tornando o preparo mais expulsivo e homogêneo. Apesar dos benefícios apontados por Luz et al. (2001), Moscovich et al. (1998) e Meyer Junior et al. (2003), as bases cavitárias não favoreceram a distribuição de tensões no presente estudo, o que vai de encontro aos princípios da biomimética.

A adesão não foi estudada, embora não deva ser desconsiderada, pois tem um papel fundamental na longevidade das restaurações e é um fator determinante e decisivo no estabelecimento do sucesso da unidade restaurada (HAYASHI et al., 2000, QUALTROUGH; WILSON, 1996). Lin et al. (2001) declaram que o emprego de sistemas adesivos eficazes é extremamente importante para a longevidade das restaurações cerâmicas. A utilização de materiais intermediários entre a estrutura dentária e os inlays cerâmicos pode interferir no processo de adesão. Qualtrough e Wilson (1996) afirmam que bases de cimento de ionômero de vidro prejudicam a adesão e a longevidade das restaurações cerâmicas. Kramer e Frankenberger (2005) concordam com isso e acreditam que sua ausência proporciona maior área de adesão, o que pode aumentar a longevidade das restaurações, prevenir fraturas e dar maior estabilidade ao conjunto.

O presente estudo analisou a distribuição de tensões pelo método dos elementos finitos em modelos representativos restaurados com inlays cerâmicos. As tensões de Von Mises foram observadas nos inlays cerâmicos, no preparo cavitário, no cimento resinoso e nas bases cavitárias dos diferentes modelos. O resultado dessas análises demonstra que os modelos restaurados exclusivamente com material cerâmico apresentaram melhor distribuição de tensões quando comparados aos modelos com base de resina composta. No entanto, existem poucos estudos que avaliam a combinação entre esses materiais. A influência de fatores como contração de polimerização, expansão higroscópica e térmica, microinfiltração e degradação da subestrutura de resina composta deve ser investigada no futuro.

6 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada neste estudo, conclui-se que:

- o aumento da profundidade da parede pulpar eleva a concentração de tensões nas paredes internas do preparo cavitário e na região cervical do esmalte e da dentina nas superfícies vestibular e lingual nos modelos preparados;
- a espessura do material cerâmico e a utilização de bases cavitárias influenciam na distribuição de tensões nos diferentes modelos restaurados;
- as restaurações com maior espessura de material cerâmico tendem a apresentar melhor distribuição de tensões, principalmente quando cimentadas diretamente sobre o preparo cavitário, sem a existência de materiais intermediários; e,
- em situações em que o emprego de materiais de base é inevitável, deve-se optar por resinas compostas com alto módulo de elasticidade e espessura reduzida.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABU-HASSAN, M. I.; ABU-HAMMAD, O. A.; HARRISON, A. Stress distribution associated with loaded ceramic onlay restorations with different designs of marginal preparation: an FEA study. *J. Oral Rehabil.*, v. 27, n. 4, p. 294-298, Apr. 2000.

AMARANTE, J. E. V. **Análise da distribuição de tensões em diferentes terminações cervicais de coroas unitárias totalmente cerâmicas.** 2003. 102 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Engenharia Metalúrgica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica, Departamento de Ciências dos Materiais, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2003.

ANDREASEN, F. M. et al. Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations: an experimental study. *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 8, n. 1, p. 30-35, Feb. 1992.

ARMSTRONG, S. R. et al. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J. Adhes. Dent.*, v. 5, n. 1, p. 47-56, Spring 2003.

ARNETZL, G. V.; ARNETZL, G. Biomechanical examination of inlay geometries: is there a basic biomechanical principle? *Int. J. Comput. Dent.*, v. 12, n. 2, p. 119-130, 2009.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. *Dent. Mater.*, v. 24, n. 5, p. 600-605, May 2008.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v. 94, n. 4, p. 321-329, Oct. 2005.

AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C. L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations: a 3D finite element analysis. *Dent. Mater.*, v. 18, n. 4, p. 295-303, June 2002.

AUSIELLO, P. et al. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J. Biomech.*, v. 34, n. 10, p. 1269-1277, Oct. 2001.

_____. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent. Mater.*, v. 20, n. 9, p. 862-872, Nov. 2004.

- BANDITMAHAKUN, S. et al. The effect of base materials with different elastic moduli on the fracture loads of machinable ceramic inlays. **Oper. Dent.**, v. 31, n. 2, p. 180-187, Mar./Apr. 2005.
- BANKS, R. G. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 63, n. 6, p. 619-626, June 1990.
- BARINK, M. et al. A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations. **Biomaterials**, v. 24, n. 8, p. 1427-1435, Apr. 2003.
- BERGMAN, M. A. The clinical performance of ceramic inlays: a review. **Aust. Dent. J.**, v. 44, n. 3, p. 157-168, Sept. 1999.
- BLATZ, M. B. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. **Quintessence Int.**, v. 33, n. 6, p. 415-426, June 2002.
- BORCIC, J. et al. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. **J. Oral Rehabil.**, v. 32, n. 7, p. 504-510, July 2005.
- _____. 3-D stress analysis in first maxillary premolar. **Coll. Antropol.**, v. 31, n. 4, p. 1025-1029, Dec. 2007.
- BOUSHELL, L. W.; RITTER, A. V. Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v. 21, n. 2, p. 77-87, 2009. (Discussion 88).
- BROCHU, J. F.; EL-MOWAFY, O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations: a literature review. **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 68, n. 4, p. 233-237, Apr. 2002.
- BURKE, F. J. et al. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. **J. Adhes. Dent.**, v. 4, n. 1, p. 7-22, Spring 2002.
- CAMACHO, G. B. et al. Fracture strength of restored premolars. **Am. J. Dent.**, v. 20, n. 2, p. 121-124, Apr. 2007.
- CHANG, K. H. et al. An advanced approach for computer modeling and prototyping of the human tooth. **Ann. Biomed. Eng.**, v. 31, n. 5, p. 621-631, May 2003.
- CHANG, Y. H. et al. Mechanical interactions of cuspal-coverage designs and cement thickness in a cusp-replacing ceramic premolar restoration: a finite element study. **Med. Biol. Eng. Comput.**, Aug. 5 2008.
- CHRISTENSEN, G. J. Current use of tooth-colored inlays, onlays, and direct-placement resins. **J. Esthet. Dent.**, v. 10, n. 6, p. 290-295, 1998.
- ÇÖTERT, H. S.; SEN, B. H.; BALKAN, M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. **Int. J. Prosthodont.**, v. 14, n. 4, p. 374-378, July/Aug. 2001.

COUEGNAT, G. et al. Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth. **Dent. Mater.**, v. 22, n. 1, p. 3-12, Jan. 2006.

CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentin. **J. Dent. Res.**, v. 37, n. 4, p. 710-718, Aug. 1958.

CUNHA, A. R. C. C. **Efeito do modo de carregamento oclusal na distribuição de tensões em dentes pré-molares com lesões cervicais de abfração analisados através do método de elementos finitos.** 2005. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005.

DALPINO, P. H. et al. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. **Am. J. Dent.**, v. 15, n. 6, p. 389-394, Dec. 2002.

DE JAGER, N.; DE KLER, M.; VAN DER ZEL, J. M. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. **Dent. Mater.**, v. 22, n. 3, p. 234-242, Mar. 2006.

DEHOFF, P. H.; ANUSAVICE, K. J.; WANG, Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. **Dent. Mater.**, v. 11, n. 2, p. 126-131, Mar. 1995.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. **J. Prosthet. Dent.**, v. 99, n. 2, p. 131-140, Feb. 2008.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A.; ROMANOWICZ, M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. **J. Prosthet. Dent.**, v. 90, n. 6, p. 591-597, Dec. 2003.

_____. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. **J. Prosthet. Dent.**, v. 94, n. 6, p. 520-529, Dec. 2005.

_____. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. **J. Prosthet. Dent.**, v. 98, n. 2, p. 89-100, Aug. 2007.

DERAND, T. Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays. **Dent. Mater.**, v. 7, n. 1, p. 21-24, Jan. 1991.

DIETSCHI, D. et al. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. **Quintessence Int.**, v. 21, n. 10, p. 823-831, Oct. 1990.

DIETSCHI, D.; MAGNE, P.; HOLZ, J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. **Quintessence Int.**, v. 25, n. 10, p. 659-677, Oct. 1994.

DONG, X. D.; DARVELL, B. W. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. **Dent. Mater.**, v. 19, n. 6, p. 542-551, Sept. 2003.

DUMONT, E. R.; GROSSE, I. R.; SLATER, G. J. Requirements for comparing the performance of finite element models of biological structures. **J. Theor. Biol.**, v. 256, n. 1, p. 96-103, Jan. 2009.

EL-MOWAFY, O.; BROCHU, J. F. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations: a literature review. **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 68, n. 4, p. 233-237, Apr. 2002.

ELDERTON, R. J. Quando restaurar e quando deter a doença cárie. In: BARATEIRI, L. N. et al. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Santos, 2002. v. 1, cap. 3, p. 69-82.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **J. Dent. Res.**, v. 53, n. 4, p. 859-866, July/Aug. 1974.

_____. Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. **J. Dent. Res.**, v. 54, n. 2, p. 255-261, Mar./Apr. 1975.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; SIKARSKIE, D. L. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **J. Biomech.**, v. 6, n. 5, p. 511-520, Sep. 1973.

FARAH, J. W.; HOOD, J. A.; CRAIG, R. G. Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. **J. Dent. Res.**, v. 54, n. 1, p. 10-15, Jan./Feb. 1975.

FEDERLIN, M. et al. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. **Oper. Dent.**, v. 32, n. 3, p. 251-260, May/June 2007.

FELDEN, A. et al. Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. **Clin. Oral Investig.**, v. 2, n. 4, p. 161-167, Dec. 1998.

FICHERA, G.; DEVOTO, W.; DINO, R. Cavity configurations for indirect partial-coverage adhesive-cemented restorations. In: QUINTESSENCE PUBLISHING. **Quintessence of dental technology 2006**. Chicago: Quintessence, 2006. v. 29, p. 55-67.

FLIGOR, J. Preparation design and considerations for direct posterior composite inlay/onlay restoration. **Pract. Proced. Aesthet. Dent.**, v. 20, n. 7, p. 413-419, Aug. 2008. (Quiz 420, 432).

FRADEANI, M.; AQUILANO, A.; BASSEIN, L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. **J. Prosthet. Dent.**, v. 78, n. 4, p. 346-353, Oct. 1997.

FRIEDL, K. H. et al. Clinical and quantitative marginal analysis of feldspathic ceramic inlays at 4 years. **Clin. Oral Investig.**, v. 1, n. 4, p. 163-168, Dec. 1997.

_____. In-vivo evaluation of a feldspathic ceramic system: 2-year results. **J. Dent.**, v. 24, n. 1-2, p. 25-31, Jan./Mar. 1996.

GALIATSATOS, A. A.; BERGOU, D. Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays. **Quintessence Int.**, v. 39, n. 5, p. 407-412, May 2008.

GAO, J.; XU, W.; DING, Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. **Comput. Methods Programs Biomed.**, v. 82, n. 2, p. 97-105, May 2006.

GARBER, D. A.; GOLDSTEIN, R. E. **Inlays e onlays de porcelana e resina composta: restaurações estéticas em dentes posteriores.** São Paulo: Quintessence, 1996. 159 p.

GENOVESE, K.; LAMBERTI, L.; PAPPALLETTERE, C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. **J. Biomech.**, v. 38, n. 12, p. 2375-2389, Dec. 2005.

GIULIODORI, F. et al. 3D finite element analysis of vital teeth restored with inlays. IADR/AADR/CADR 87th General Session. Miami, Florida: **J. Dent. Res.**, Issue 88, n. 1916, 2009.

GOEL, V. K. et al. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, n. 2, p. 174-183, Feb. 1992.

_____. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth: a finite element investigation. **J. Prosthet. Dent.**, v. 66, n. 4, p. 451-459, Oct. 1991.

GOEL, V. K.; KHERA, S. C.; SINGH, K. Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads. **J. Prosthet. Dent.**, v. 64, n. 4, p. 446-454, Oct. 1990.

GRANATH, L.; SVENSSON, A. Elastic outward bending of loaded buccal and lingual premolar walls in relation to cavity size and form. **Scand. J. Dent. Res.**, v. 99, n. 1, p. 1-7, Feb. 1991.

GUIMARÃES, Jackeline Coutinho. **Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais.** 2009. 163 f. Tese (Doutorado em Odontologia - opção: Dentística) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

GUNGOR, M. A. et al. Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. **J. Oral. Rehabil.**, v. 31, n. 2, p. 172-178, Feb. 2004.

- HABEKOST, V. et al. Tensile bond strength and flexural modulus of resin cements: influence on the fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays. **Oper. Dent.**, v. 32, n. 5, p. 488-495, Sept./Oct. 2007.
- HABELITZ, S. et al. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. **Arch. Oral Biol.**, v. 46, n. 2, p. 173-183, Feb. 2001.
- HAYASHI, M. et al. Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays. **Oper. Dent.**, v. 25, n. 6, p. 473-481, Nov./Dec. 2000.
- HERNANDEZ, R. et al. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation dentine bonding systems. **Int. Endod. J.**, v. 27, n. 6, p. 281-284, Nov. 1994.
- HOFMANN, N. et al. The effect of glass ionomer cement or composite resin bases on restoration of cuspal stiffness of endodontically treated premolars in vitro. **Clin. Oral Investig.**, v. 2, n. 2, p. 77-83, June 1998.
- HOLMES, D. C.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; LEARY, J. M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 75, n. 2, p. 140-147, Feb. 1996.
- HUANG, M. et al. Modeling of water absorption induced cracks in resin-based composite supported ceramic layer structures. **J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.**, v. 84, n. 1, p. 124-130, Jan. 2008.
- _____. Bioinspired design of dental multilayers. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, v. 18, n. 1, p. 57-64, Jan. 2007.
- HUBSCH, P. F.; MIDDLETON, J.; KNOX, J. A finite element analysis of the stress at the restoration-tooth interface, comparing inlays and bulk fillings. **Biomaterials**, v. 21, n. 10, p. 1015-1019, May 2000.
- HUYSMANS, M. C.; VAN DER VARST, P. G. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. **J. Dent.**, v. 21, n. 1, p. 57-64, Feb. 1993.
- ISIDOR, F.; BRONDUM, K. A clinical evaluation of porcelain inlays. **J. Prosthet. Dent.**, v. 74, n. 2, p. 140-144, Aug. 1995.
- JACKSON, R. D.; FERGUSON, R. W. An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. **Quintessence Int.**, v. 21, n. 1, p. 7-12, Jan. 1990.
- JONES, A. C.; WILCOX, R. K. Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. **Med. Eng. Phys.**, v. 30, n. 10, p. 1287-1304, Dec. 2008.
- KHERA, S. C. et al. A three-dimensional finite element model. **Oper. Dent.**, v. 13, n. 3, p. 128-137, Summer 1988.
- _____. Parameters of MOD cavity preparations: a 3-D FEM study, Part II. **Oper. Dent.**, v. 16, n. 2, p. 42-54, Mar./Apr. 1991.

KO, C. C. et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v. 68, n. 3, p. 421-427, Sept. 1992.

KRAMER, N.; FRANKENBERGER, R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent. Mater.*, v. 21, n. 3, p. 262-271, Mar. 2005.

KRAMER, N. et al. IPS Empress inlays and onlays after four years: a clinical study. *J. Dent.*, v. 27, n. 5, p. 325-331, July 1999.

KREJCI, I.; KREJCI, D.; LUTZ, F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence Int.*, v. 23, n. 3, p. 181-186, Mar. 1992.

KREJCI, I.; LUTZ, F.; KREJCI, D. The influence of different base materials on marginal adaptation and wear of conventional Class II composite resin restorations. *Quintessence Int.*, v. 19, n. 3, p. 191-198, Mar. 1988.

KWON, G. H.; CHAE, S. W.; LEE, K. J. Automatic generation of tetrahedral meshes from medical images. *Computers and Structures*, v. 81, n. 8-11, p. 765-775, 2003.

LANG, L. A. et al. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J. Prosthet. Dent.*, v. 86, n. 6, p. 650-654, Dec. 2001.

LANGE, R. T.; PFEIFFER, P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. *Operative Dentistry*, v. 34, n. 3, p. 263-272, 2009.

LEE, H. E. et al. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar: a finite element investigation. *J. Dent.*, v. 30, n. 7-8, p. 283-290, Sept./Nov. 2002.

LIN, C. L. et al. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput. Methods Programs Biomed.*, v. 59, n. 3, p. 187-195, June 1999.

LIN, C. L.; CHANG, C. H.; KO, C. C. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *J. Oral Rehabil.*, v. 28, n. 6, p. 576-585, June 2001.

LIN, C. L. et al. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. *J. Oral Rehabil.*, v. 28, n. 6, p. 517-525, June 2001.

LIN, C. L.; CHANG, Y. H.; LIU, P. R. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *J. Dent.*, v. 36, n. 3, p. 194-203, Mar. 2008.

LOPES, L. M.; LEITAO, J. G.; DOUGLAS, W. H. Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement. **Quintessence Int.**, v. 22, n. 8, p. 641-645, Aug. 1991.

LUZ, C. M. A. et al. Long-term clinical evaluation of fracture and pulp injury following glass-ionomer cement or composite resin applied as a base filling in teeth restored with amalgam. **J. Oral Rehabil.**, v. 28, n. 7, p. 634-639, July 2001.

MAGNE, P. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? **J. Calif. Dent. Assoc.**, v. 34, n. 2, p. 135-147, Feb. 2006.

_____. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dent. Mater.**, v. 23, n. 5, p. 539-548, May 2007.

MAGNE, P.; BELSER, U. C. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v. 22, n. 5, p. 425-433, Oct. 2002.

_____. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v. 23, n. 6, p. 543-555, Dec. 2003.

MAGNE, P.; DIETSCHI, D.; HOLZ, J. Esthetic restorations for posterior teeth: practical and clinical considerations. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v. 16, n. 2, p. 104-119, Apr. 1996.

MAGNE, P.; DOUGLAS, W. H. Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics. **J. Esthet. Dent.**, v. 11, n. 1, p. 5-15, 1999.

_____. Interdental design of porcelain veneers in the presence of composite fillings: finite element analysis of composite shrinkage and thermal stresses. **Int. J. Prosthodont.**, v. 13, n. 2, p. 117-124, Mar./Apr. 2000.

MAGNE, P. et al. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 5, p. 516-527, May 2002.

MAGNE, P.; VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W. H. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 81, n. 3, p. 345-355, Mar. 1999.

MAIA, E. A. **Influência da reconstrução do ângulo áxio-pulpar na resistência à compressão de molares restaurados com inlays cerâmicos.** 2005. 141 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

MANHART, J. et al. A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays. **Clin. Oral Investig.**, v. 4, n. 4, p. 192-198, Dec. 2000.

MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent. Mater.*, v. 15, n. 1, p. 54-61, Jan. 1999.

MESSER, P. F.; PIDDOCK, V.; LLOYD, C. H. The strength of dental ceramics. *J. Dent.*, v. 19, n. 1, p. 51-55, Feb. 1991.

MEYER JUNIOR, A. et al. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J. Esthet. Restor. Dent.*, v. 15, n. 6, p. 338-351, 2003. (Discussion 352).

MILLEDING, P.; ORTENGREN, U.; KARLSSON, S. Ceramic inlay systems: some clinical aspects. *J. Oral Rehabil.*, v. 22, n. 8, p. 571-580, Aug. 1995.

MONDELLI, J. et al. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J. Prosthet. Dent.*, v. 43, n. 4, p. 419-422, Apr. 1980.

MORIN, D.; DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J. Dent. Res.*, v. 63, n. 8, p. 1075-1078, Aug. 1984.

MORMANN, W.; KREJCI, I. Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int.*, v. 23, n. 2, p. 109-115, Feb. 1992.

MOSCOVICH, H. et al. Effect of composite basing on the resistance to bulk fracture of industrial porcelain inlays. *J. Dent.*, v. 26, n. 2, p. 183-189, Mar. 1998.

MOTTA, A. B. **Análise do comportamento mecânico e de fratura utilizando método de elementos finitos e ensaios in vitro de dentes pré-molares restaurados com coroas totais metalo-cerâmicas.** 2007. 189 f. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) - Programa de Pós-Graduação de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

PERDIGÃO, J.; RITTER, A. V. Adesão aos tecidos dentários. In: BARATIERI, L. N. et al. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades.** São Paulo: Santos, 2002. v.1, cap. 4, p. 83-128.

PETERS, M. C.; DE VREE, J. H.; BREKELMANS, W. A. Distributed crack analysis of ceramic inlays. *J. Dent. Res.*, v. 72, n. 11, p. 1537-1542, Nov. 1993.

PETROVIC, L. M.; SPASIC, D. T.; ATANACKOVIC, T. M. On a mathematical model of a human root dentin. *Dent. Mater.*, v. 21, n. 2, p. 125-128, Feb. 2005.

PRABHAKAR, A. R.; THEJOKRISHNA, P.; KURTHUKOTI, A. J. A comparative evaluation of four restorative materials to support undermined occlusal enamel of permanent teeth. *J. Indian. Soc. Pedod. Prev. Dent.*, v. 24, n. 3, p. 122-126, Sept. 2006.

QUALTROUGH, A. J.; WILSON, N. H. A 3-year clinical evaluation of a porcelain inlay system. *J. Dent.*, v. 24, n. 5, p. 317-323, Sept. 1996.

REES, J. S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. **J. Oral Rehabil.**, v. 28, n. 5, p. 425-432, May 2001.

REES, J. S.; JACOBSEN, P. H. Stresses generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays. **J. Oral Rehabil.**, v. 19, n. 2, p. 115-122, Mar. 1992.

_____. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomaterials**, v. 18, n. 14, p. 995-999, July 1997.

_____. The effect of cuspal flexure on a buccal Class V restoration: a finite element study. **J. Dent.**, v. 26, n. 4, p. 361-367, May 1998.

RITTER, A. V.; BARATIERI, L. N. Ceramic restorations for posterior teeth: guidelines for the clinician. **J. Esthet. Dent.**, v. 11, n. 2, p. 72-86, 1999.

ROULET, J. F. Longevity of glass ceramic inlays and amalgam: results up to 6 years. **Clin. Oral Investig.**, v. 1, n. 1, p. 40-46, Feb. 1997.

RUBIN, C. et al. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J. Dent. Res.**, v. 62, n. 2, p. 82-86, Feb. 1983.

SABBAGH, J.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. **Dent. Mater.**, v. 18, n. 1, p. 64-71, Jan. 2002.

SADOWSKY, S. J. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v. 96, n. 6, p. 433-442, Dec. 2006.

SCHEIBENBOGEN, A. et al. One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 80, n. 4, p. 410-416, Oct. 1998.

SCHERRER, S. S.; DE RIJK, W. G. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. **Int. J. Prosthodont.**, v. 6, n. 5, p. 462-467, Sept./Oct. 1993.

SCHERRER, S. S. et al. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. **Dent. Mater.**, v. 10, n. 3, p. 172-177, May 1994.

SHI, L.; FOK, A. S.; QUALTROUGH, A. A two-stage shape optimization process for cavity preparation. **Dent. Mater.**, v. 24, n. 11, p. 1444-1453, Nov. 2008.

SIMONSEN, R. J.; CALAMIA, J. R. Tensile bond strengths of etched porcelain. **Journal of Dental Research**, n. 62, p. 297, 1983.

SOARES, C. J. et al. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 95, n. 6, p. 421-429, June 2006.

_____. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int.*, v. 35, n. 4, p. 281-286, Apr. 2004.

SOARES, J. C. **Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de restaurações indiretas estéticas.** 2003. 154 f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

SORRENTINO, R. et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent. Mater.*, v. 23, n. 8, p. 983-993, Aug. 2007.

ST-GEORGES, A. J. et al. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v. 89, n. 6, p. 551-557, June 2003.

STAPPERT, C. F. et al. Masticatory fatigue, fracture resistance, and marginal discrepancy of ceramic partial crowns with and without coverage of compromised cusps. *J. Adhes. Dent.*, v. 10, n. 1, p. 41-48, Feb. 2008.

STOLL, R. et al. Survival of inlays and partial crowns made of IPS empress after a 10-year observation period and in relation to various treatment parameters. *Oper. Dent.*, v. 32, n. 6, p. 556-563, Nov./Dec. 2007.

TAKAHASHI, A. et al. In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems. *J. Adhes. Dent.*, v. 4, n. 2, p. 151-159, Summer 2002.

THONEMANN, B. et al. Clinical evaluation of heat-pressed glass-ceramic inlays in vivo: 2-year results. *Clin. Oral Investig.*, v. 1, n. 1, p. 27-34, Feb. 1997.

THORDRUP, M.; ISIDOR, F.; HORSTED-BINDSLEV, P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence Int.*, v. 37, n. 2, p. 139-144, Feb. 2006.

TIRIDUZZI, P. et al. **Three dimensional finite element analysis of stresses in restored non-vital posteriores.** IADR/AADR/CADR 87th General Session. Miami, FL: *J. Dent. Res.*, Issue 88, Special Issue A, n. 1915, 2009.

TOPARLI, M.; AYKUL, H.; SASAKI, S. Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. *J. Oral Rehabil.*, v. 30, n. 1, p. 99-105, Jan. 2003.

TOPARLI, M.; SASAKI, S. Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. *J. Oral Rehabil.*, v. 30, n. 9, p. 921-926, Sept. 2003.

TOUATI, B.; MIARA, P.; NATHANSON, D. **Odontologia estética e restaurações cerâmicas.** São Paulo: Santos, 2000. 330 p.

TSAI, Y. L. et al. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int. J. Prosthodont.*, v. 11, n. 1, p. 27-32, Jan./Feb. 1998.

VAN DIJKEN, J. W.; HOGLUND-ABERG, C.; OLOFSSON, A. L. Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *J. Dent.*, v. 26, n. 3, p. 219-225, Mar. 1998.

WAKABAYASHI, N.; ANUSAVICE, K. J. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J. Dent. Res.*, v. 79, n. 6, p. 1398-1404, June 2000.

WANG, Y. et al. Statistical failure analysis of adhesive resin cement bonded dental ceramics. *Eng. Fract. Mech.*, v. 74, n. 12, p. 1838-1856, Aug. 2007.

YAMAMOTO, T.; TAKEISHI, S.; MOMOI, Y. Finite element stress analysis of indirect restorations prepared in cavity bases. *Dent. Mater. J.*, v. 26, n. 2, p. 274-279, Mar. 2007.

YAMAN, S. D.; ALACAM, T.; YAMAN, Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J. Endod.*, v. 24, n. 2, p. 107-111, Feb. 1998.

ZIMMER, S. et al. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Oper. Dent.*, v. 33, n. 5, p. 484-487, Sept./Oct. 2008.

8 ANEXOS

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC
Centro de Ciências da Saúde - CCS
Programa de Pós-Graduação em Odontologia - PRPGO
Área de Concentração - Dentística

Letícia Brandão Durand

**ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM INLAYS CERÂMICOS:
INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DO PREPARO CAVITÁRIO,
DA UTILIZAÇÃO DE BASES CAVITÁRIAS E DA ESPESSURA DO MATERIAL CERÂMICO**

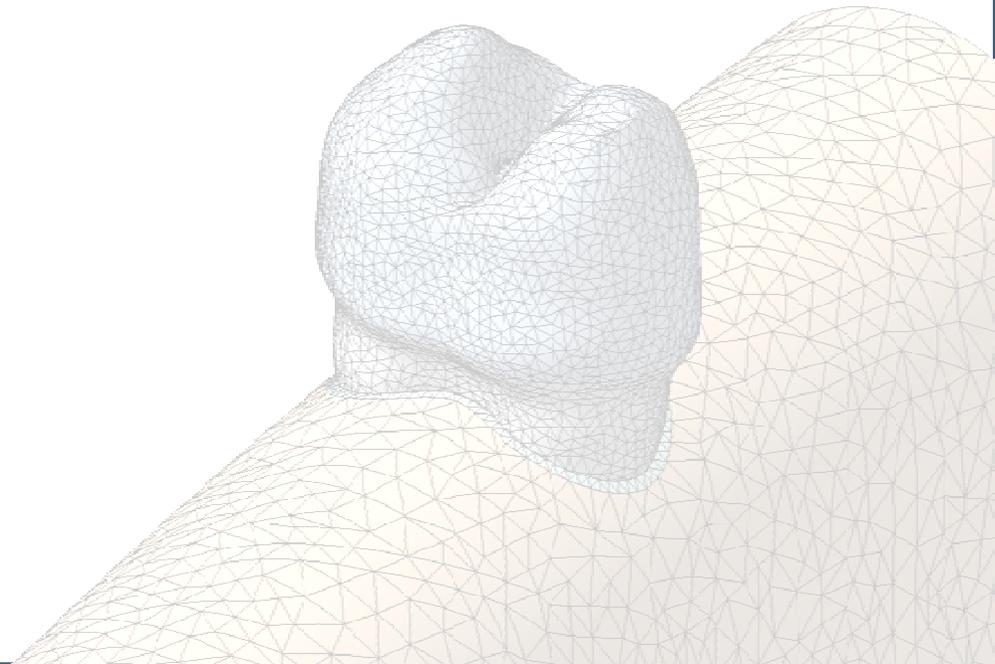
VOLUME II

Tese de Doutorado

Florianópolis, 2009

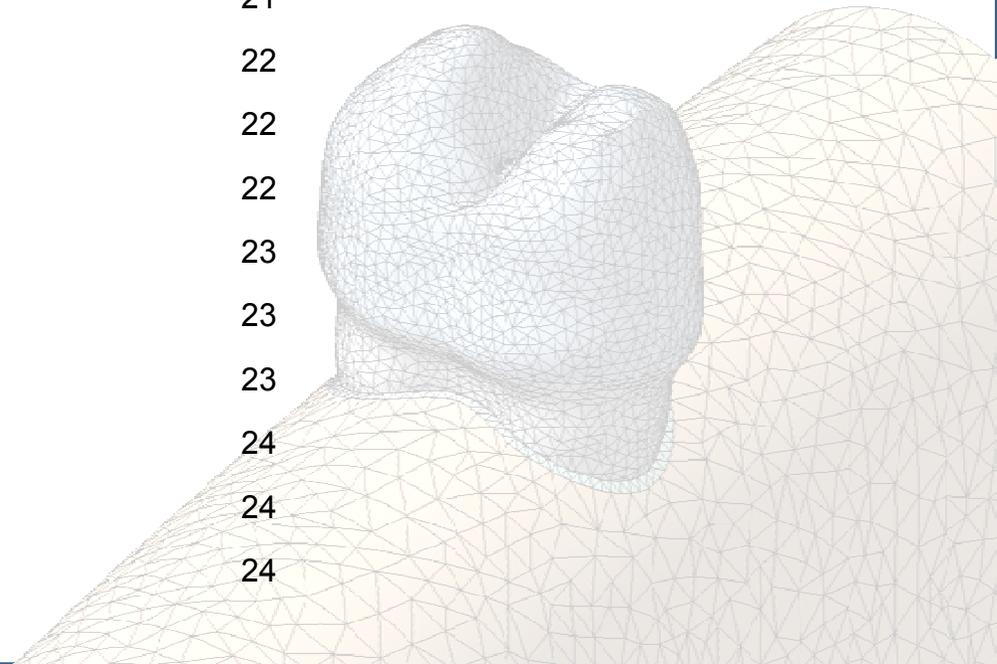
SUMÁRIO

| | |
|-------------------|----|
| Material e Método | 4 |
| Resultados | 28 |



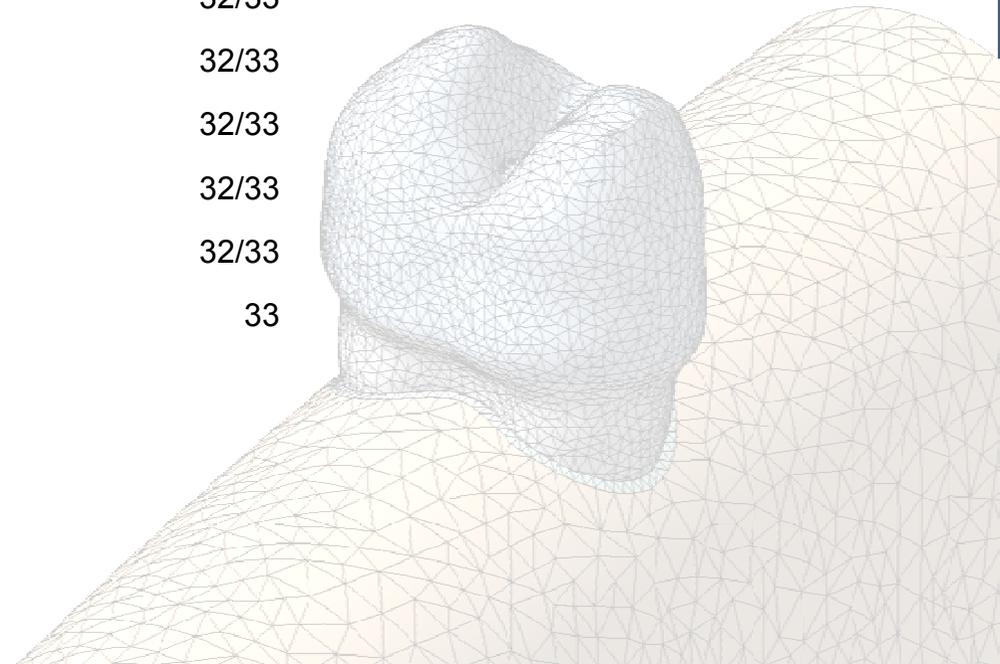
LISTA DE FIGURAS

| | | | |
|--------------------|----|--------------------|----|
| Figura 1 | 4 | Figura 23 | 15 |
| Figura 2 | 4 | Figuras 24 a,b,c | 15 |
| Figura 3 | 4 | Figuras 25 a,b,c | 15 |
| Figura 4 | 5 | Figuras 26 a,b | 16 |
| Figuras 5 a,b,c | 5 | Figuras 27 a,b | 16 |
| Figuras 6 a,b,c,d | 6 | Figuras 28 a,b,c | 16 |
| Figura 7 | 7 | Figura 29 a | 17 |
| Figuras 8 a,b,c | 7 | Figuras 29 b,c | 18 |
| Figuras 9 a,b,c | 7 | Figura 30 | 19 |
| Figuras 10 a,b,c, | 8 | Figuras 31 a,b,c | 19 |
| Figuras 11 a,b | 9 | Figuras 32 a,b,c | 19 |
| Figura 12 | 9 | Figuras 33 a,b,c,d | 20 |
| Figuras 13 a,b,c,d | 10 | Figuras 34 a,b | 21 |
| Figura 14 | 11 | Figura 35 | 22 |
| Figura 15 | 11 | Figura 36 | 22 |
| Figuras 16 a,b | 11 | Figuras 37 a,b | 22 |
| Figuras 17 a,b | 12 | Figura 38 | 23 |
| Figuras 18 a,b | 12 | Figura 39 | 23 |
| Figuras 19 a,b,c | 13 | Figura 40 | 23 |
| Figuras 20 a,b,c | 13 | Figuras 41 a,b | 24 |
| Figuras 21 a,b | 14 | Figuras 42 a,b | 24 |
| Figura 22 | 14 | Figura 43 | 24 |



LISTA DE FIGURAS

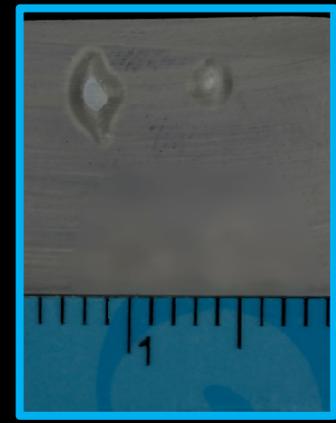
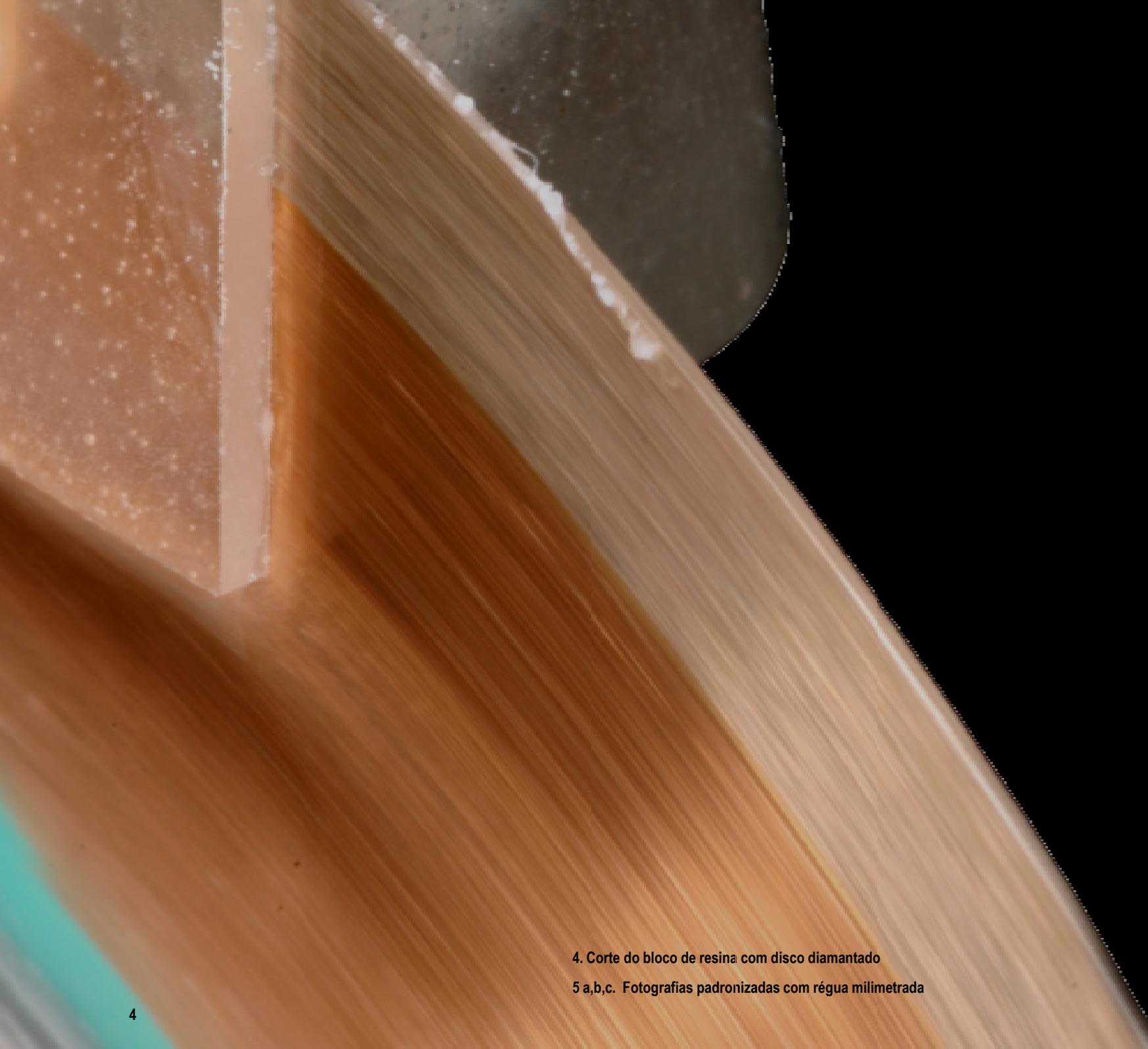
| | | | |
|----------------------------|----|-----------------------|-------|
| Figuras 44 a,b | 25 | Figuras 66 a,b,c | 31 |
| Figuras 45 a,b | 25 | Figuras 67 a,b,c | 31 |
| Figuras 46 a,b,c | 26 | Figuras 68 a,b,c | 31 |
| Figuras 47 a,b | 27 | Figuras 69 a,b,c | 31 |
| Figura 48 | 28 | Figuras 70 a,b,c | 31 |
| Figura 49 | 28 | Figuras 71 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figura 50 | 28 | Figuras 72 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figura 51 | 28 | Figuras 73 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 52 a,b | 28 | Figuras 74 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 53 a,b,c,d | 29 | Figuras 75 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 54 a,b,c,d | 29 | Figuras 76 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 55 a,b,c,d | 29 | Figuras 77 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 56 a,b,c,d,e,f,g,h | 30 | Figuras 78 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 57 a,b,c,d,e,f,g,h | 30 | Figuras 79 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 58 a,b,c,d,e,f,g,h | 30 | Figuras 80 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 59 a,b,c | 31 | Figuras 81 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 60 a,b,c | 31 | Figuras 82 a,b,c, d,e | 32/33 |
| Figuras 61 a,b,c | 31 | Figuras 83 a,b | 33 |
| Figuras 62 a,b,c | 31 | | |
| Figuras 63 a,b,c | 31 | | |
| Figuras 64 a,b,c | 31 | | |
| Figuras 65 a,b,c | 31 | | |



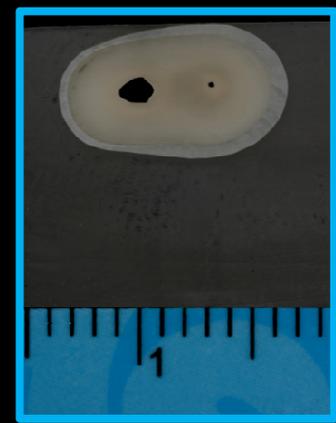
MATERIAL E MÉTODO



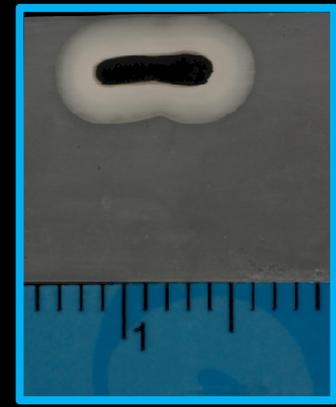
1. Segundo pré-molar superior
2. Osso da região do segundo pré-molar superior
3. Blocos de resina epóxi



5a

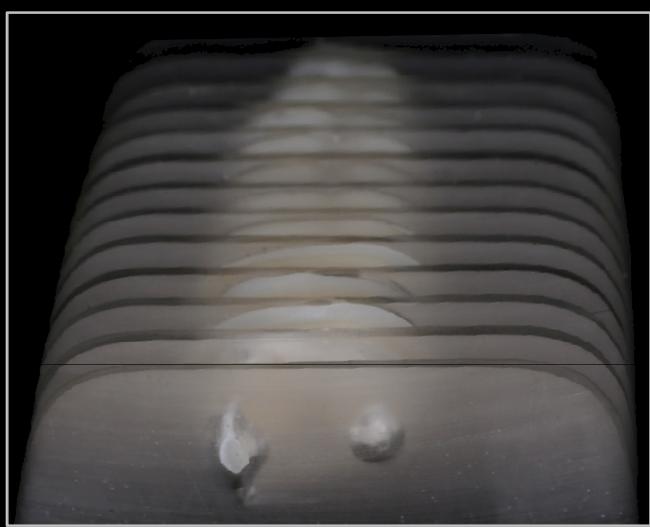


5b

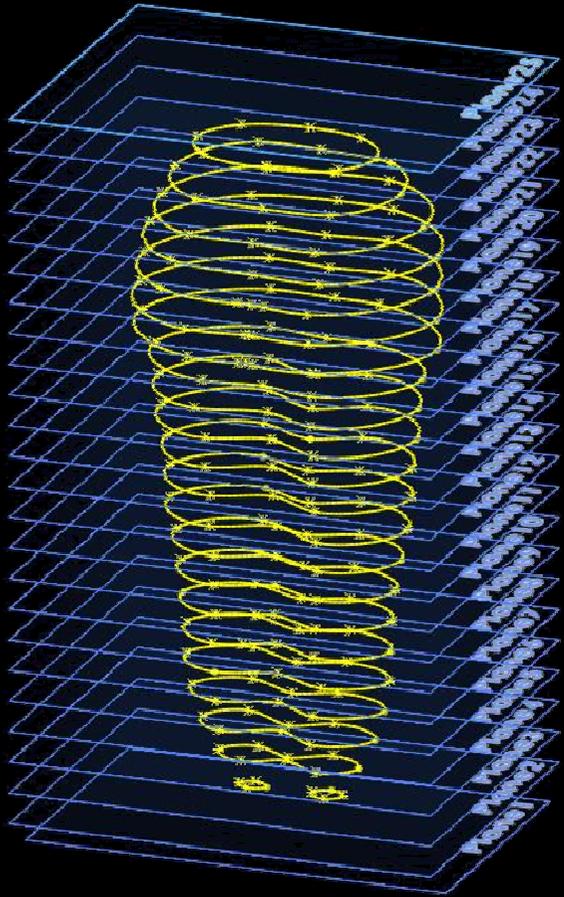


5c

4. Corte do bloco de resina com disco diamantado
5 a,b,c. Fotografias padronizadas com régua milimetrada



6 a,b,c,d. Cortes seqüenciais do dente

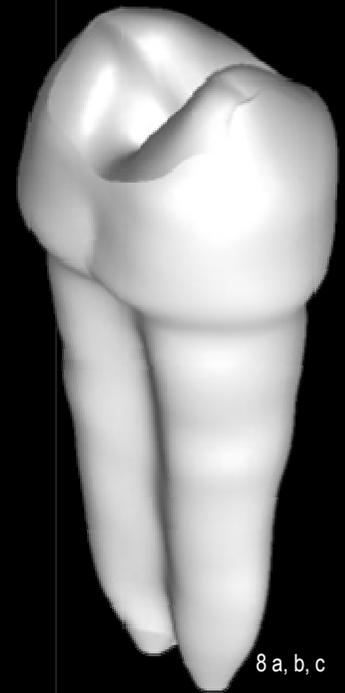
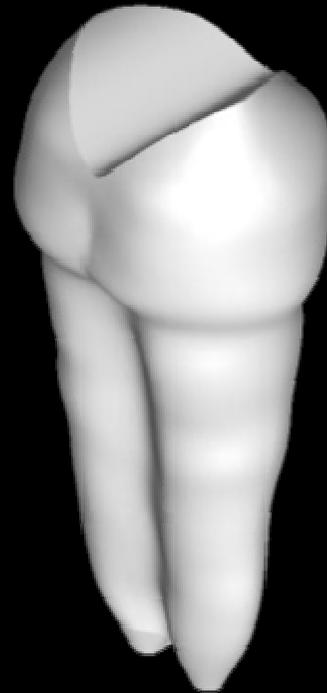
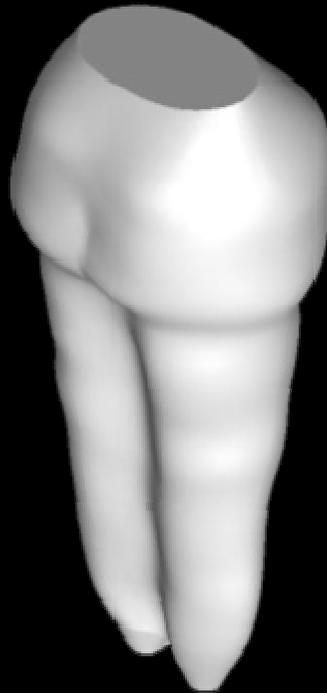


7

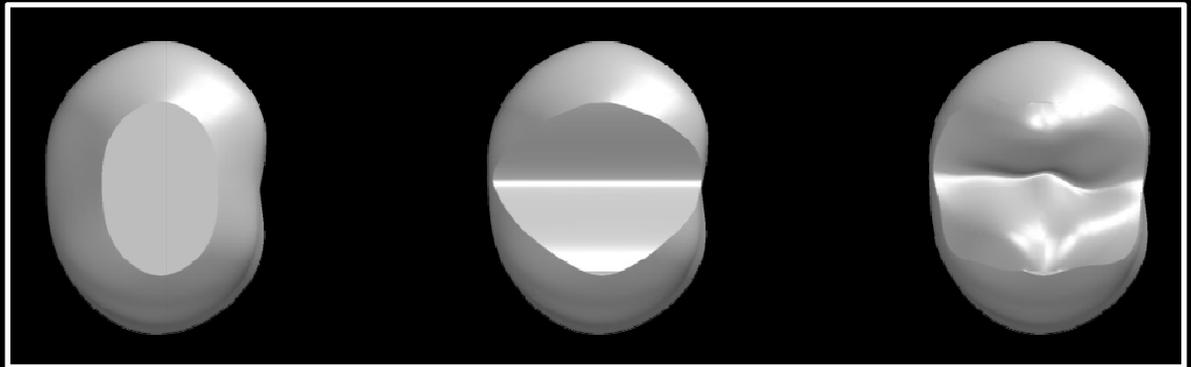
7. Planos horizontais

8 a,b,c. Etapas de construção do modelo tridimensional - vista lateral

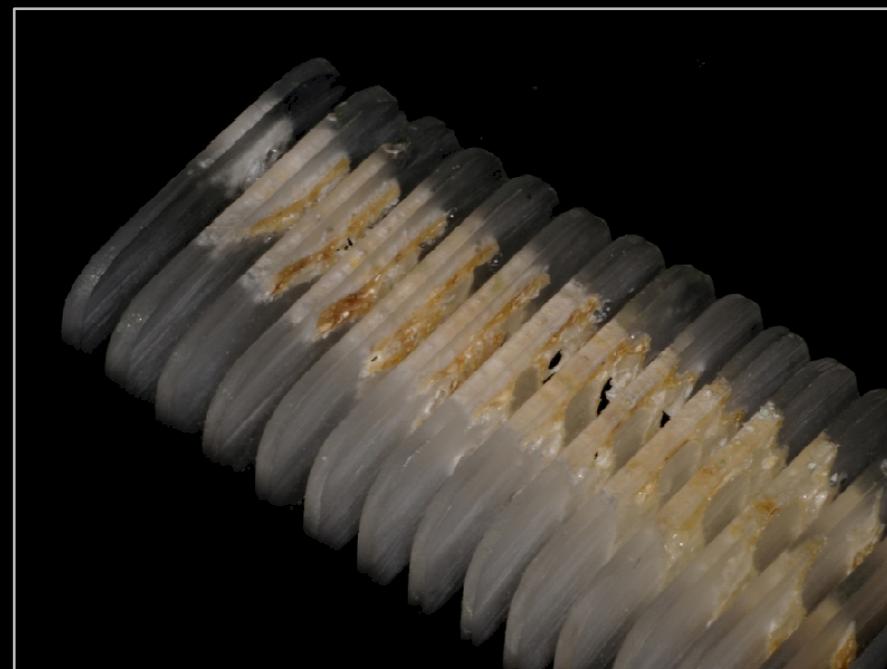
9 a,b,c. Etapas de construção do modelo tridimensional - vista oclusal



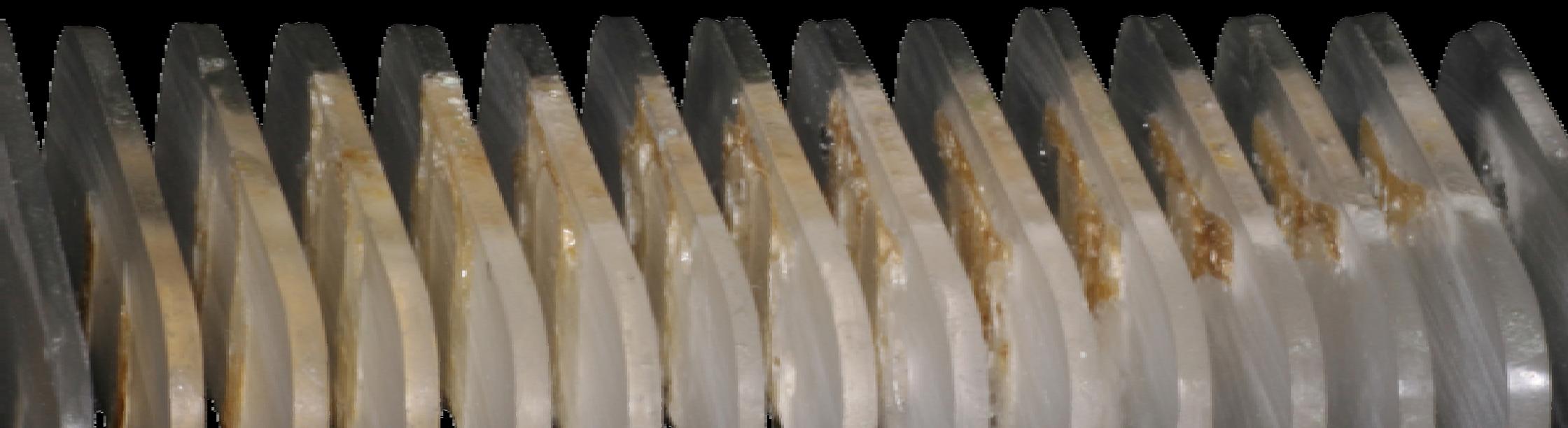
8 a, b, c

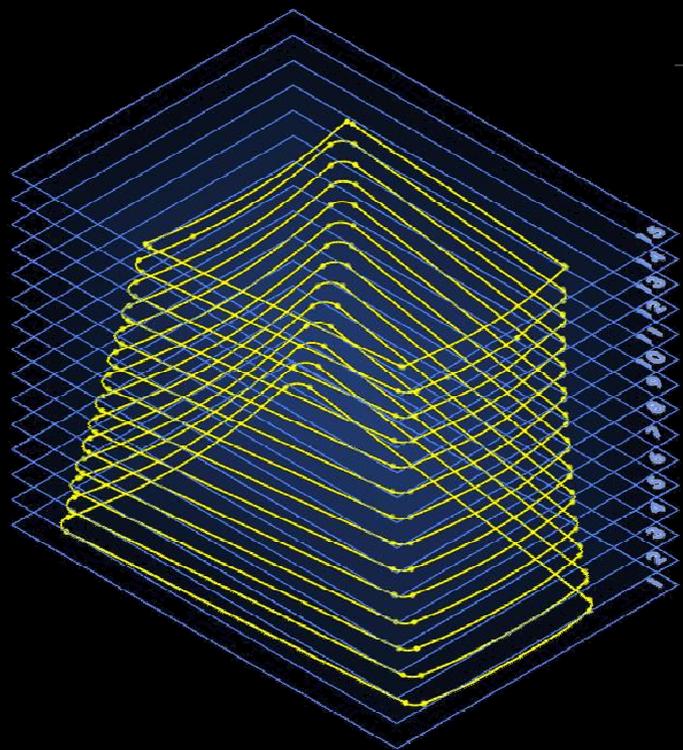


9 a, b, c

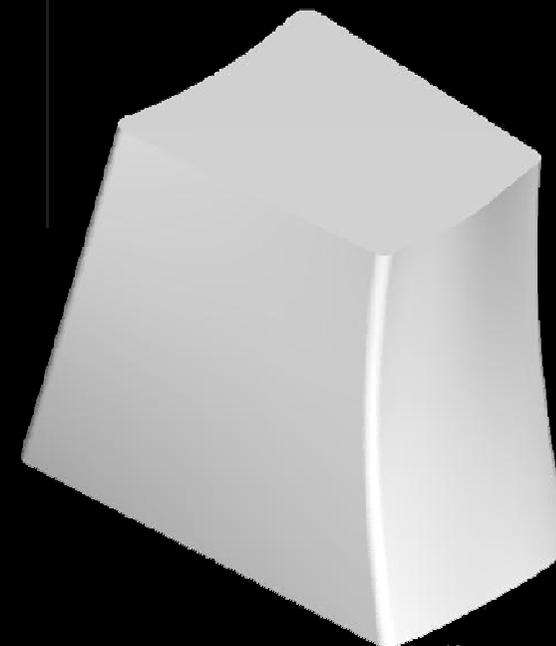
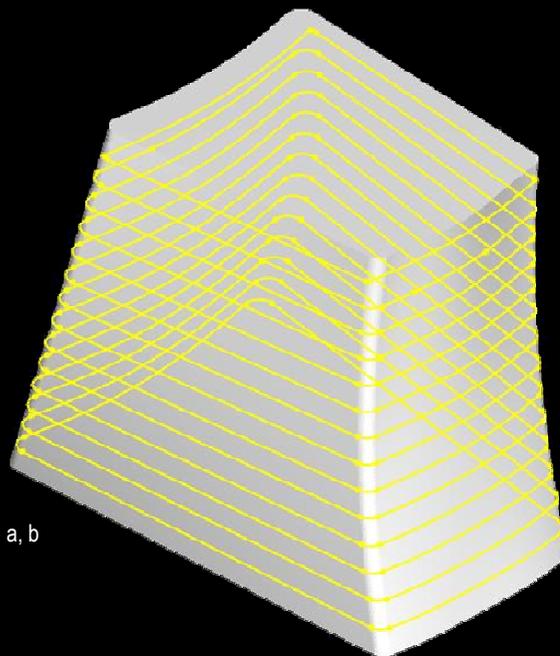


10 a,b,c. Cortes seqüenciais do osso





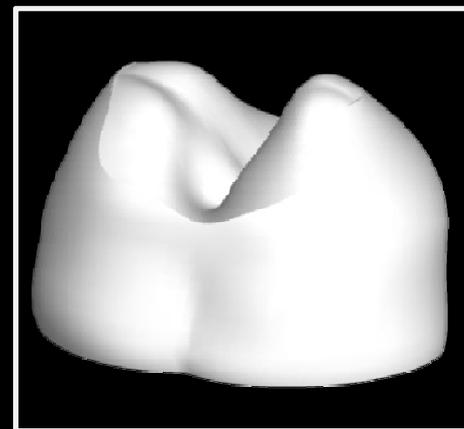
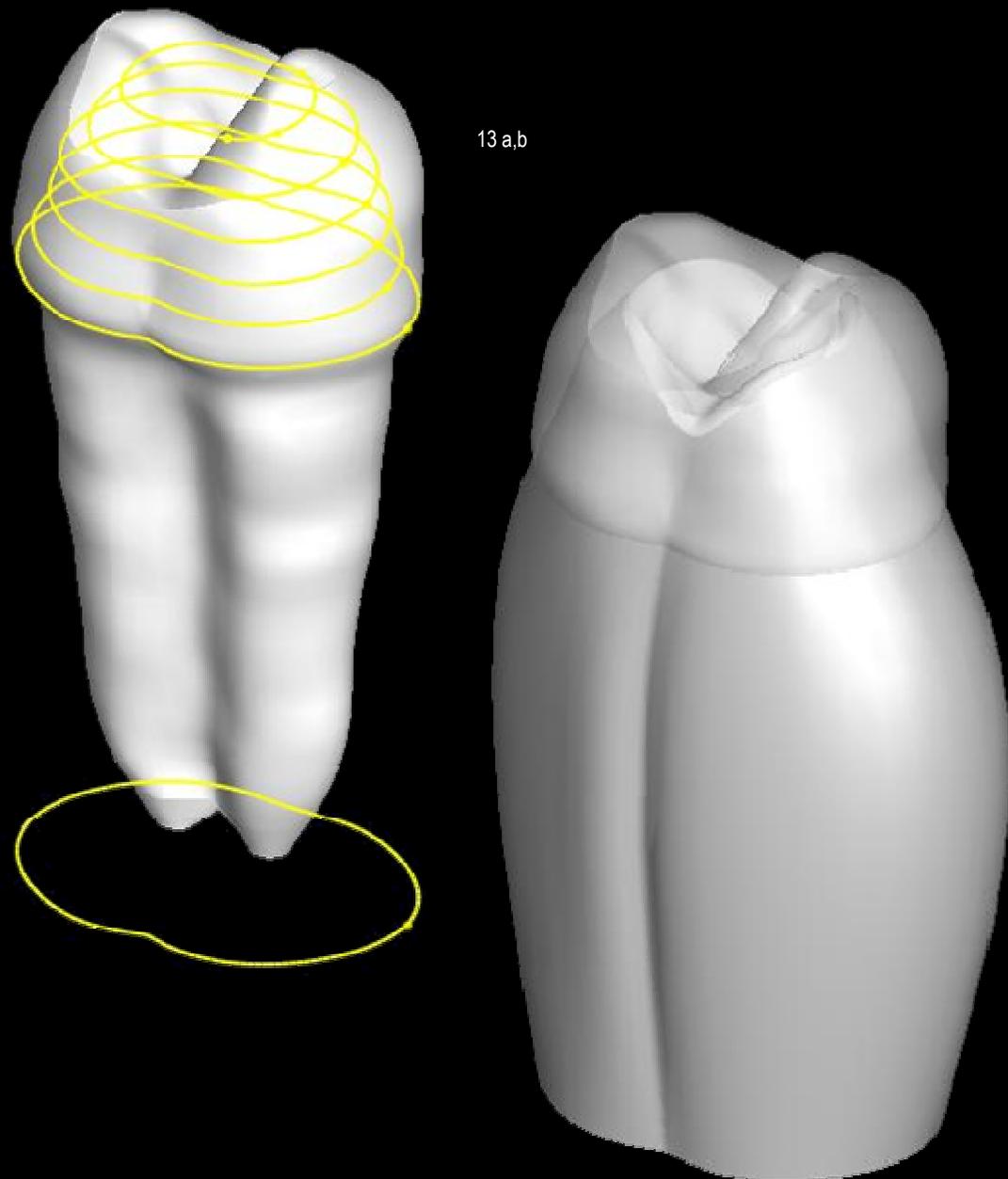
11 a, b



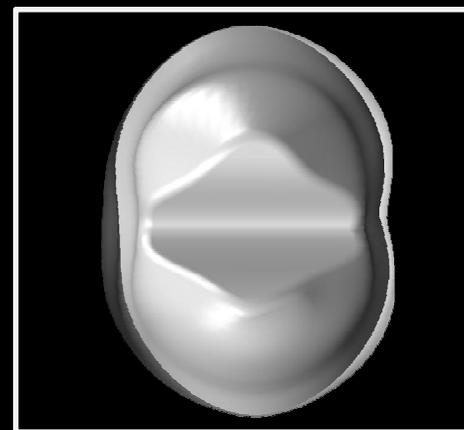
12

11 a,b. Etapas da construção do modelo tridimensional sólido do osso

12. Modelo tridimensional sólido do osso



13 c,d



13 a. Contorno da dentina coronária

13 b. Sobreposição dos arcos

13 c,d. Esmalte vista lateral e interna

14. Sobreposição dos arquivos

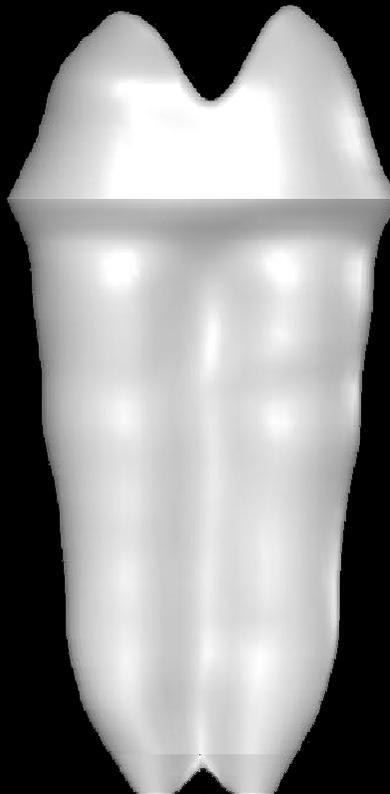
15. Dentina coronária e radicular

16 a. Contorno da cavidade pulpar - corte vestibulo-lingual

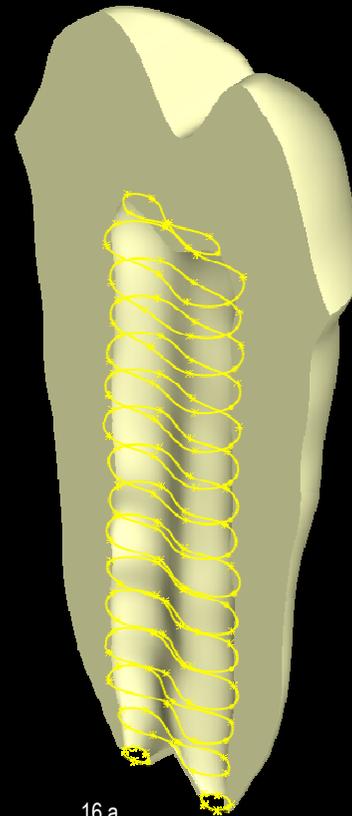
16 b. Corte vestibulo-lingual da dentina e cavidade pulpar



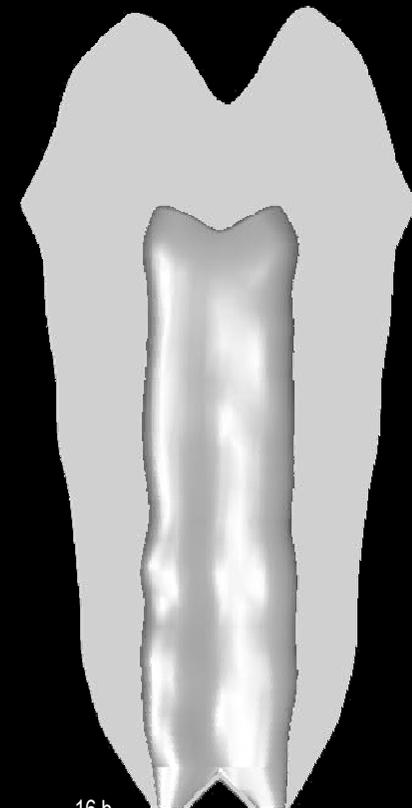
14



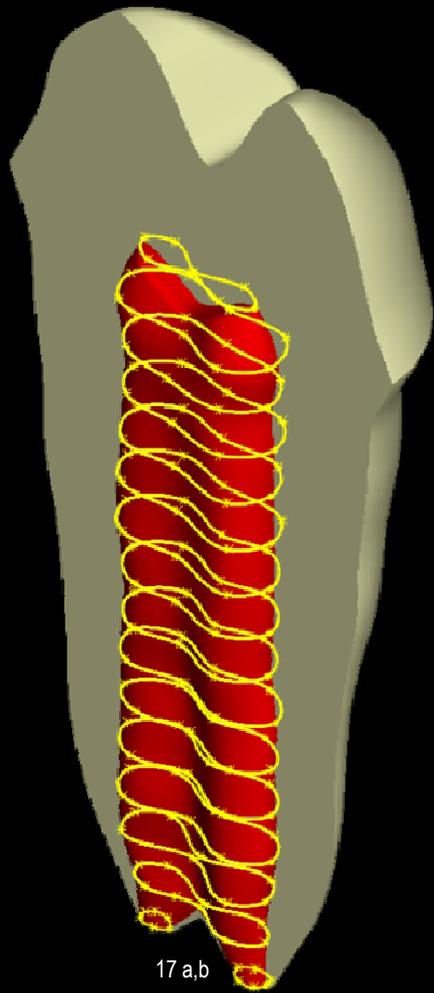
15



16 a



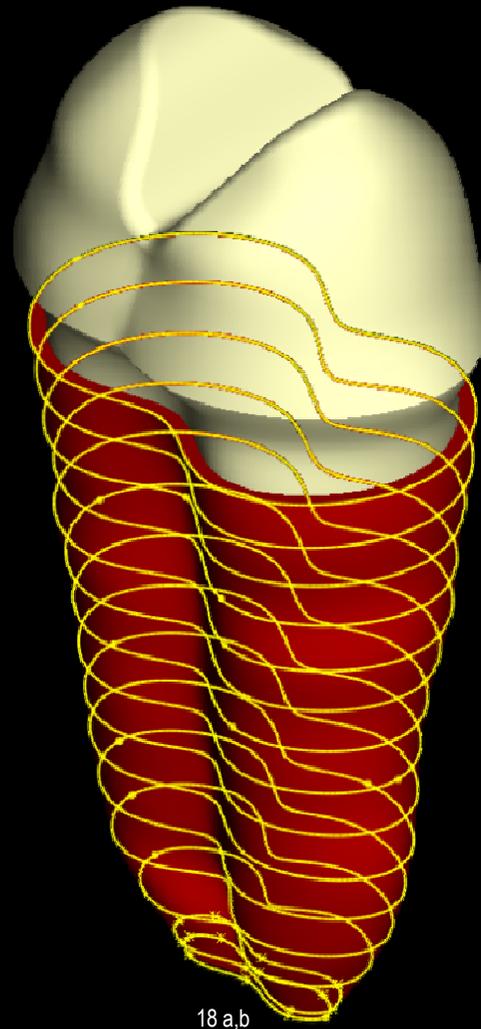
16 b



17 a,b

17 a. Sobreposição dos arquivos dentina e polpa

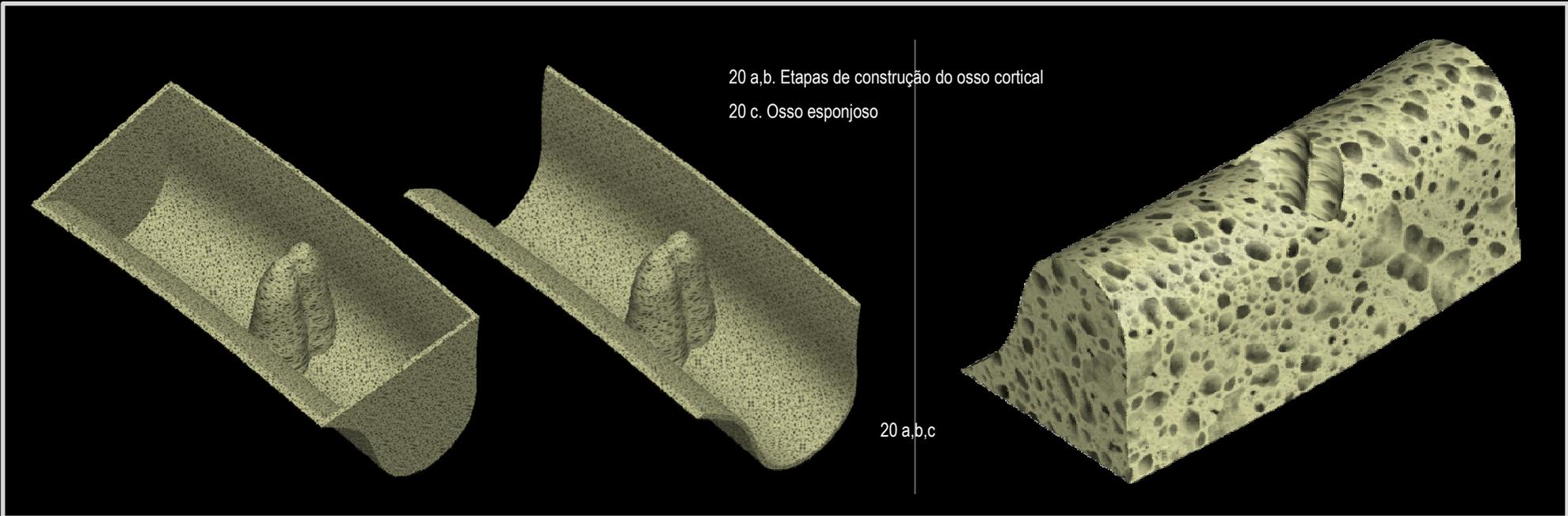
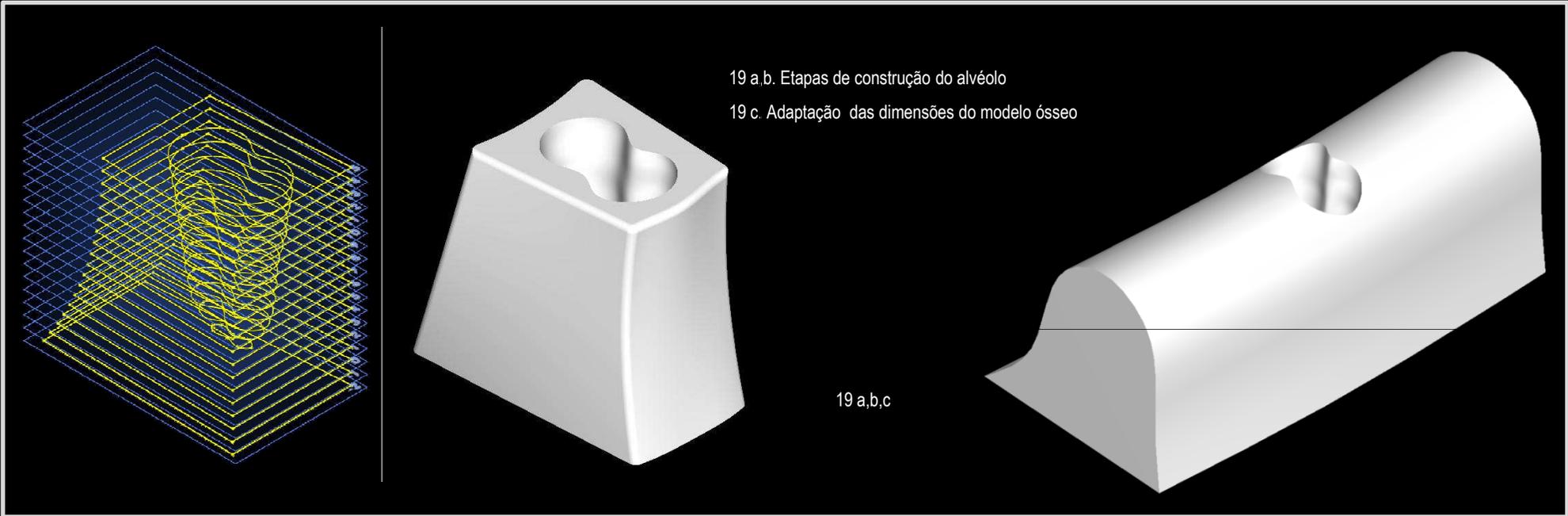
17 b. Polpa

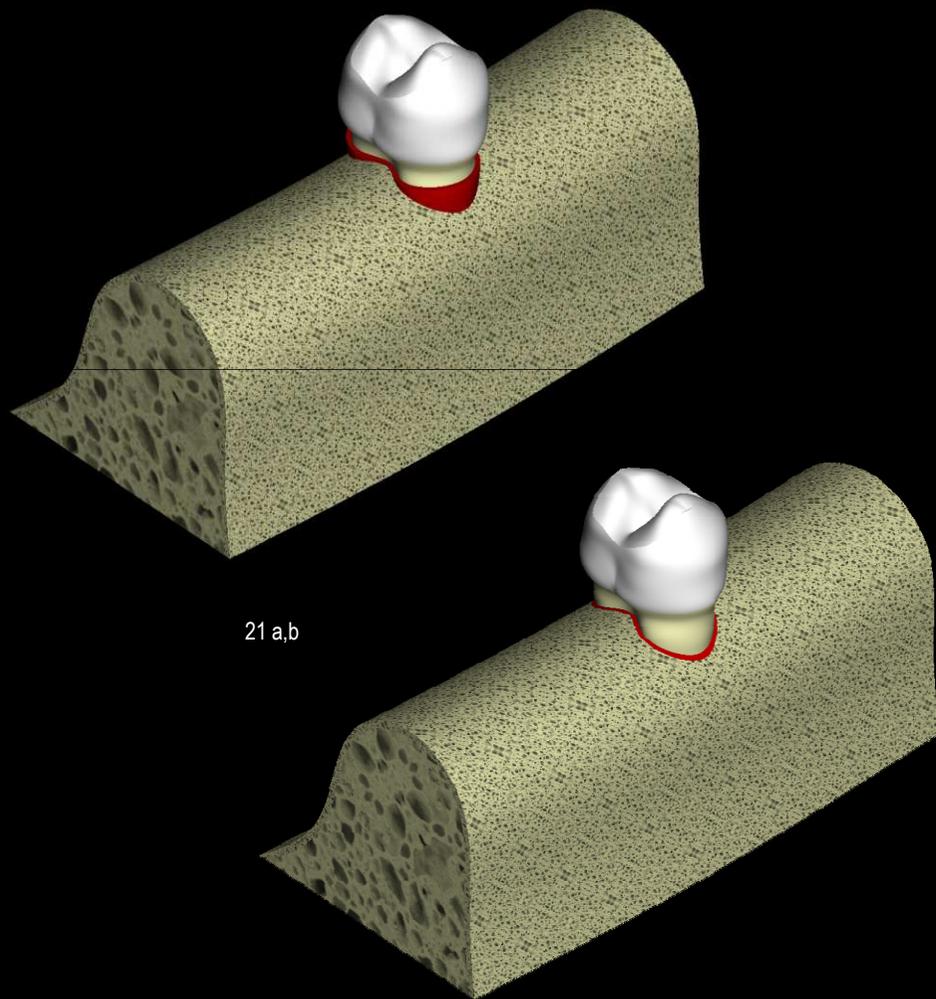


18 a,b

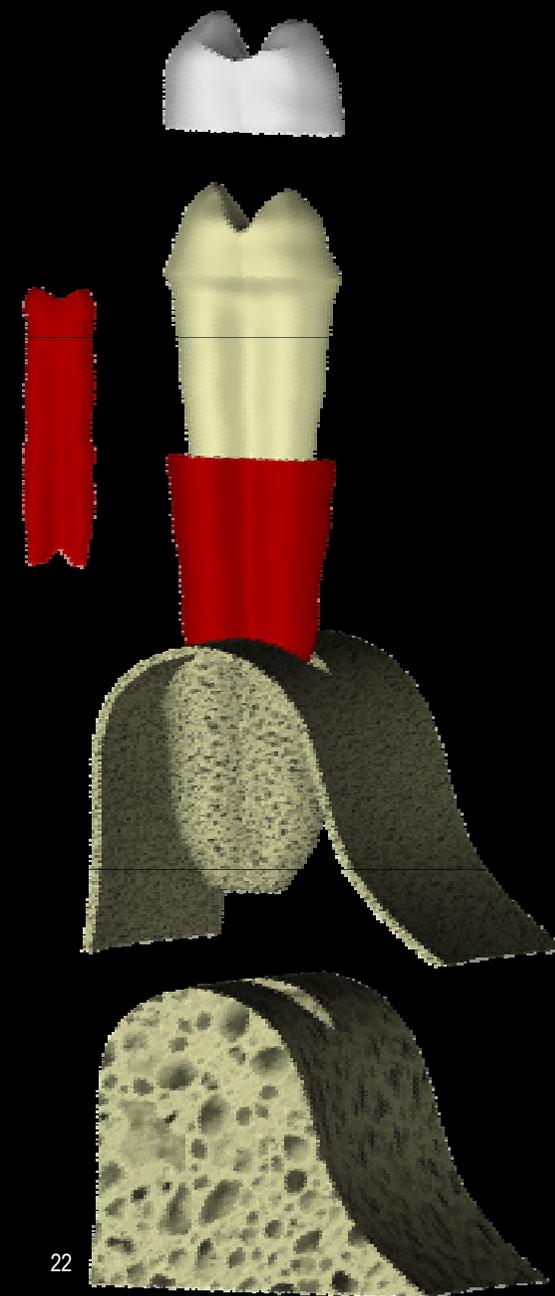
18 a. Delimitação do ligamento periodontal

18 b. Ligamento periodontal

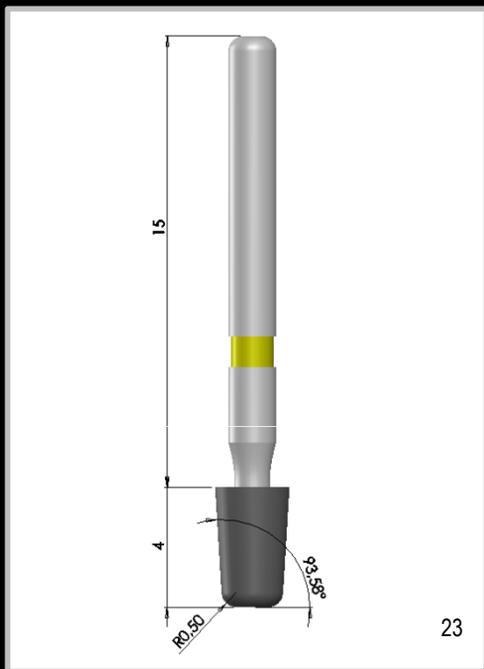




21 a,b. Estabelecimento do contorno do ligamento periodontal



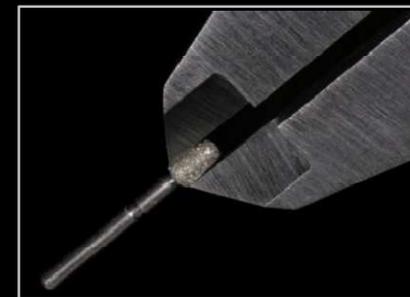
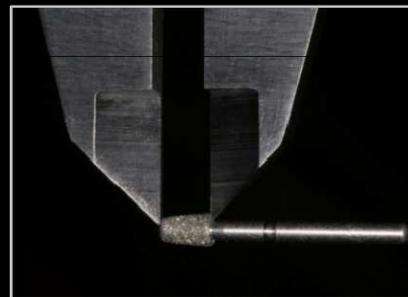
22 . Estruturas do modelo tridimensional hírido



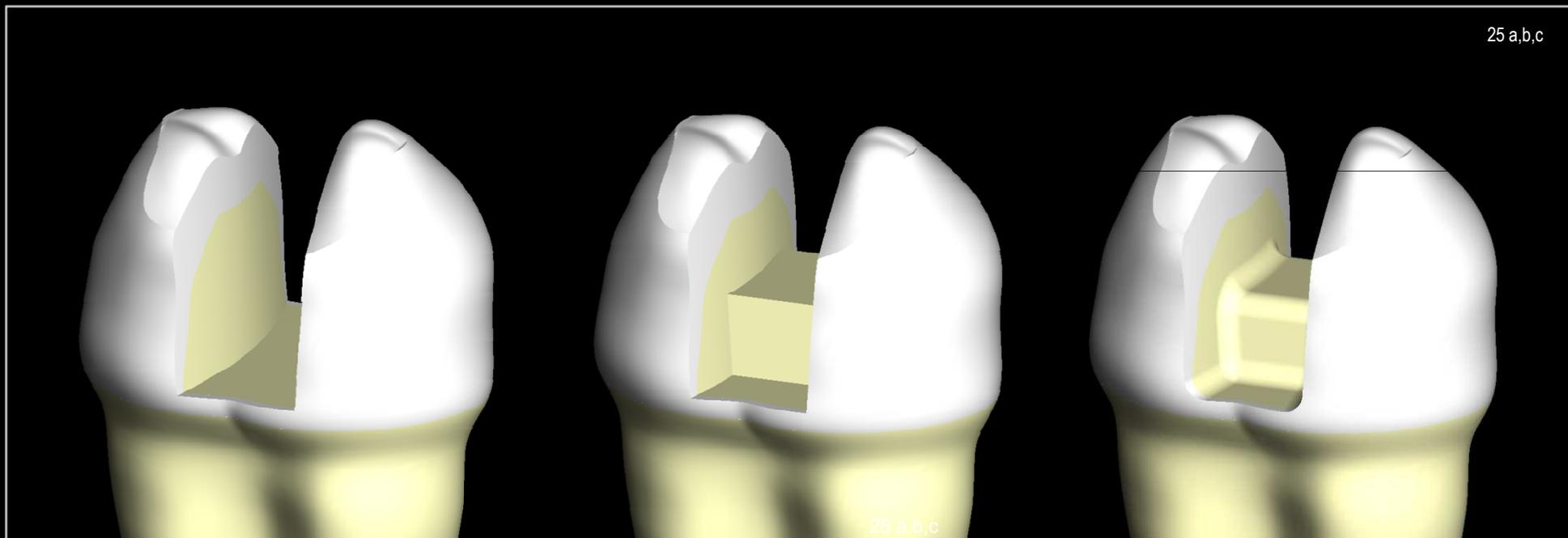
23. Modelo representativo da fresa 3131

24 a,b,c. Aferição da fresa 3131 com paquímetro digital

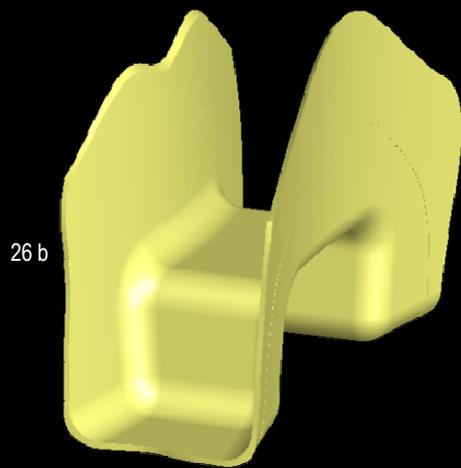
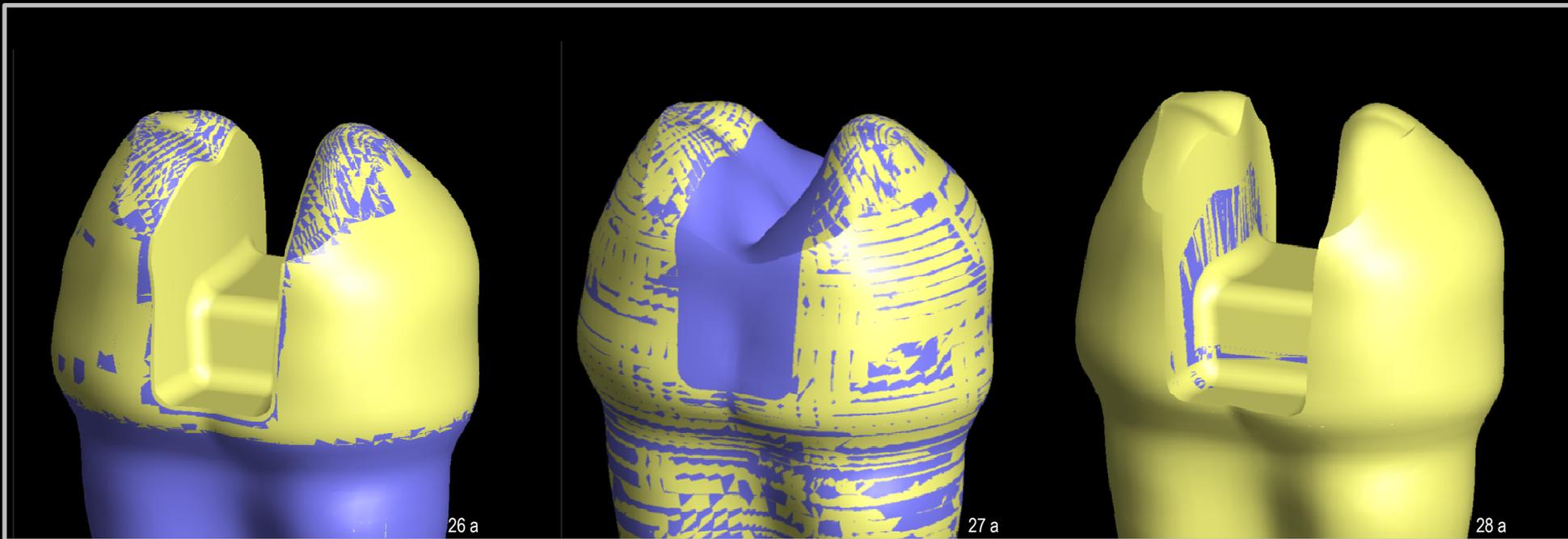
25 a,b,c. Etapas da modelagem do preparo cavitário



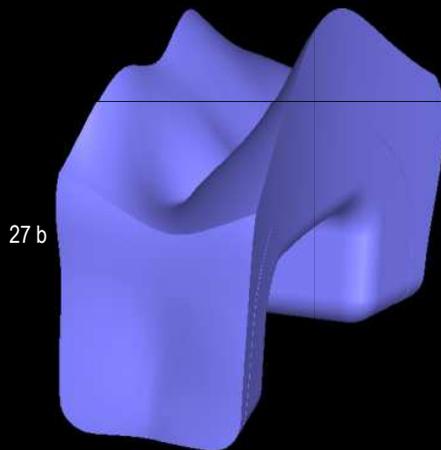
24 a,b,c



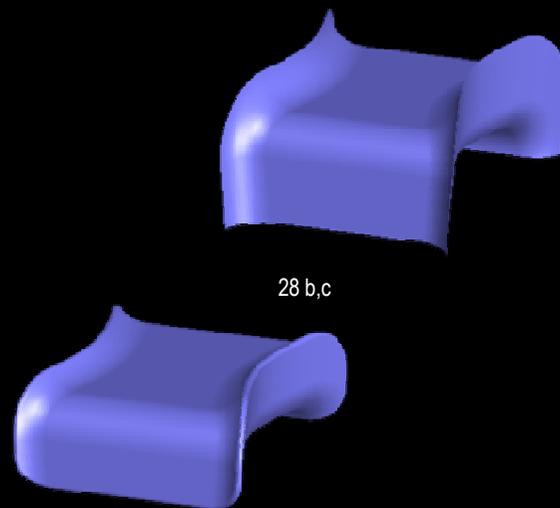
25 a,b,c



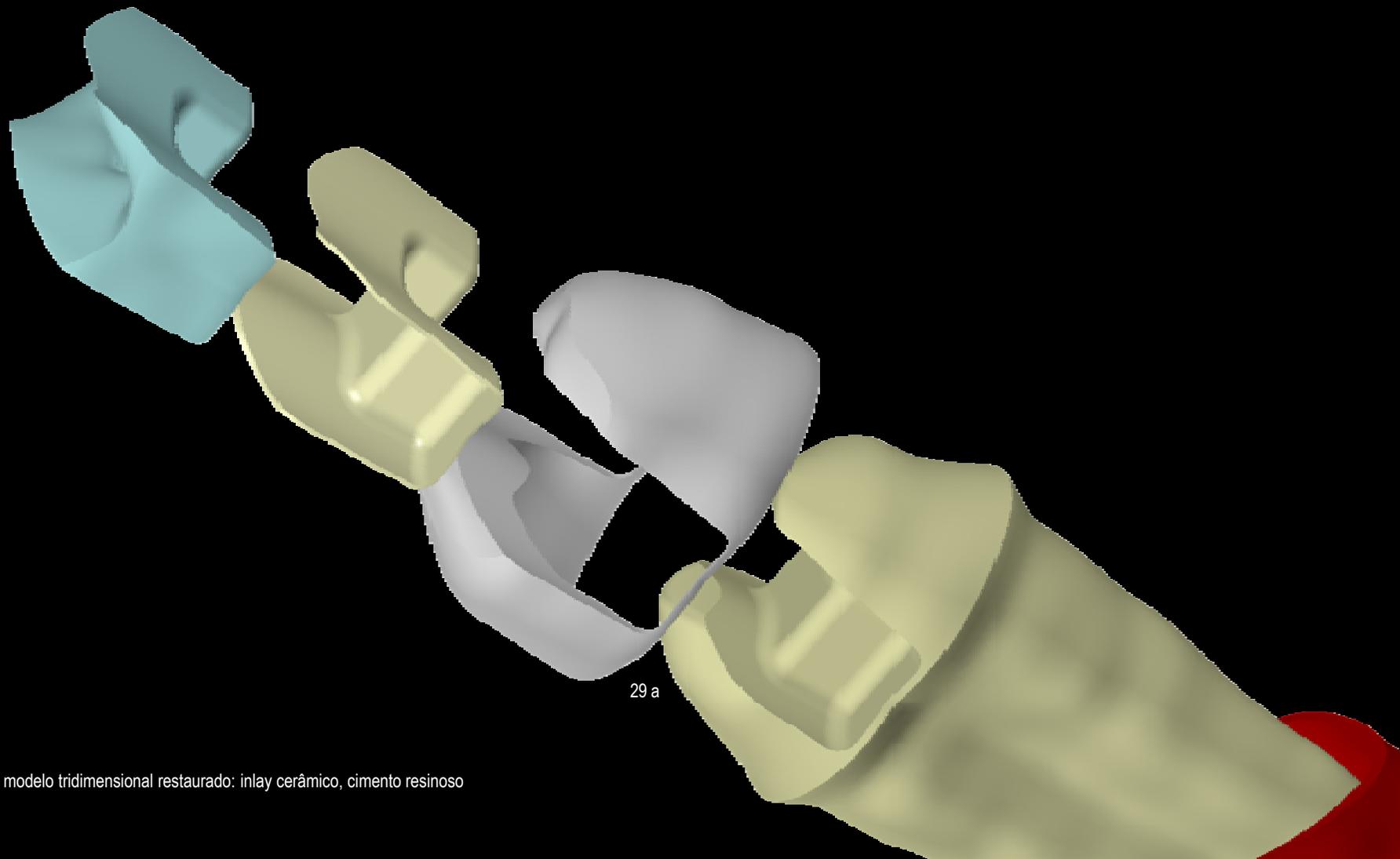
26 a,b. Etapas da modelagem do cimento resinoso



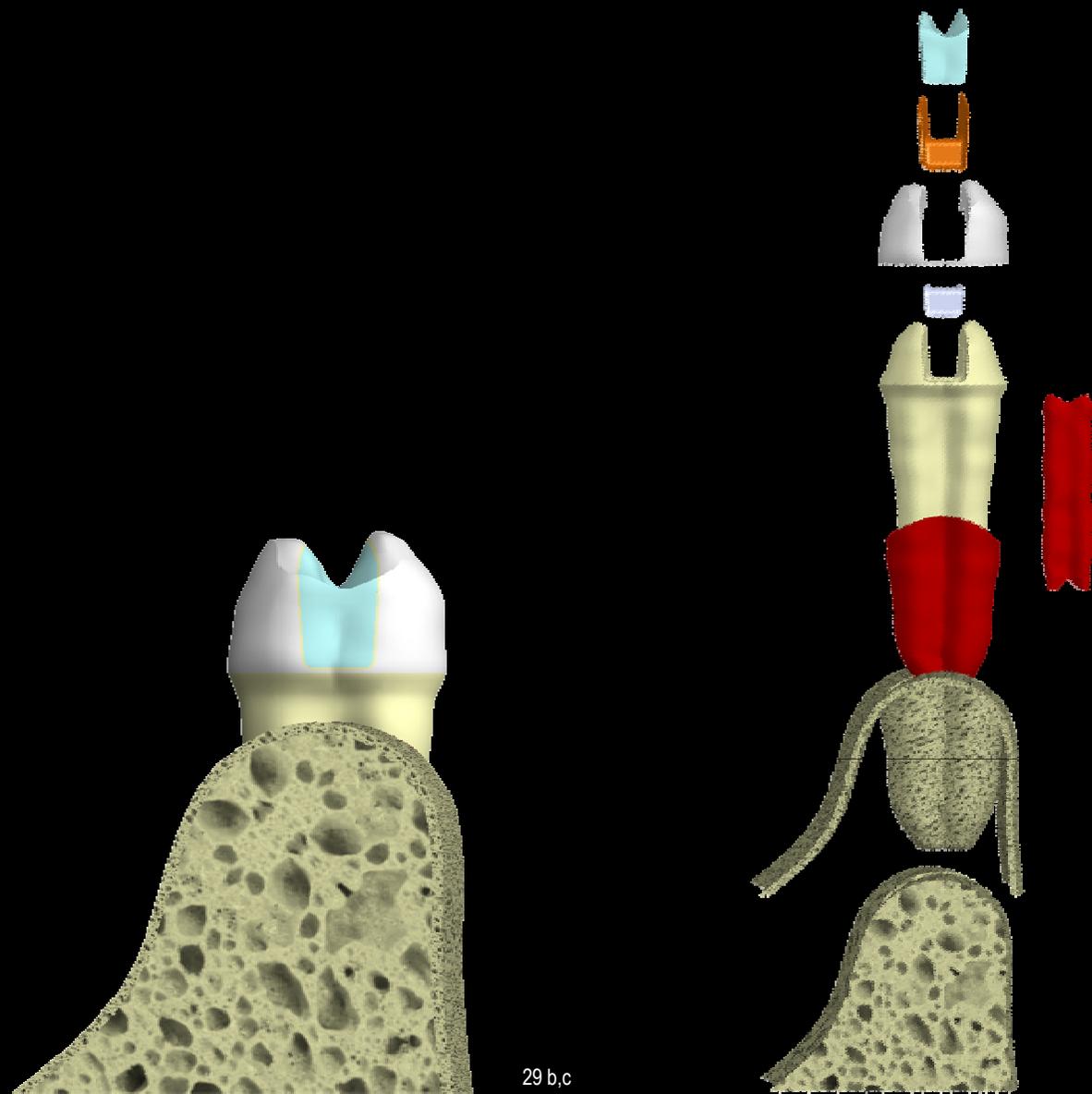
27 a,b. Etapas da modelagem do inlay cerâmico



28 a,b,c. Etapas da modelagem da base cavitária de resina composta



29 a. Diferentes estruturas do modelo tridimensional restaurado: inlay cerâmico, cimento resinoso



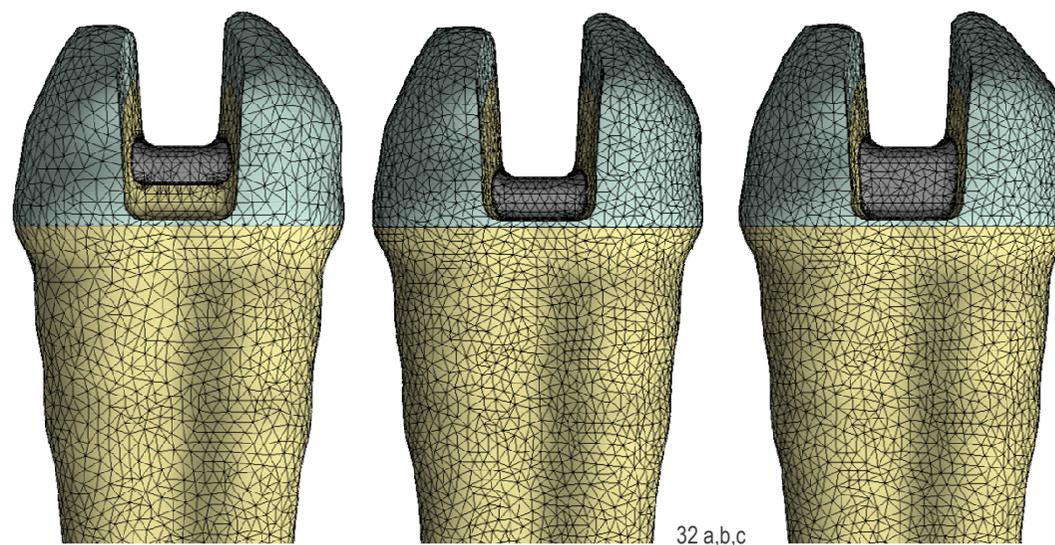
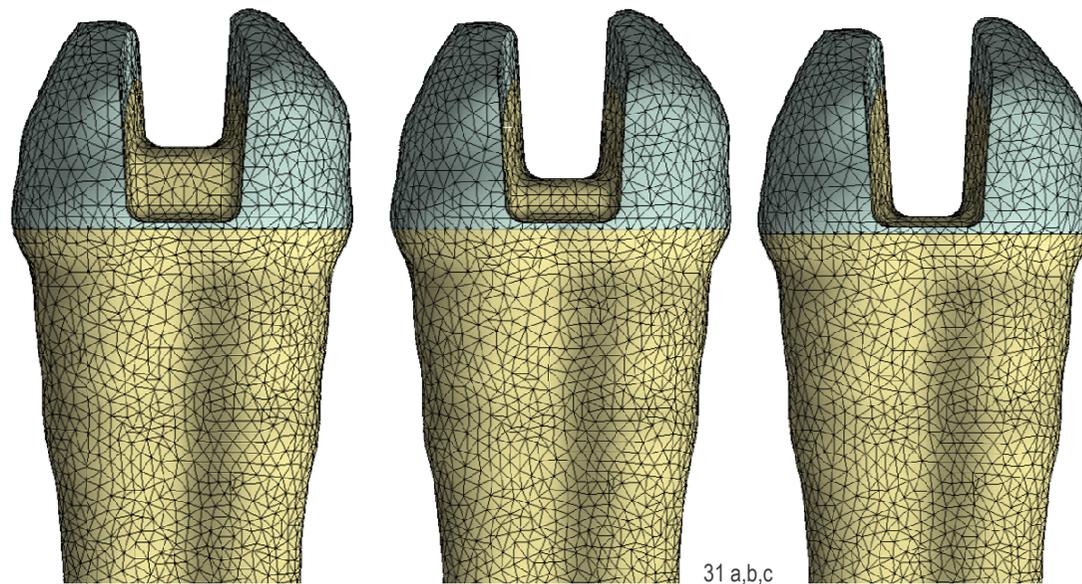
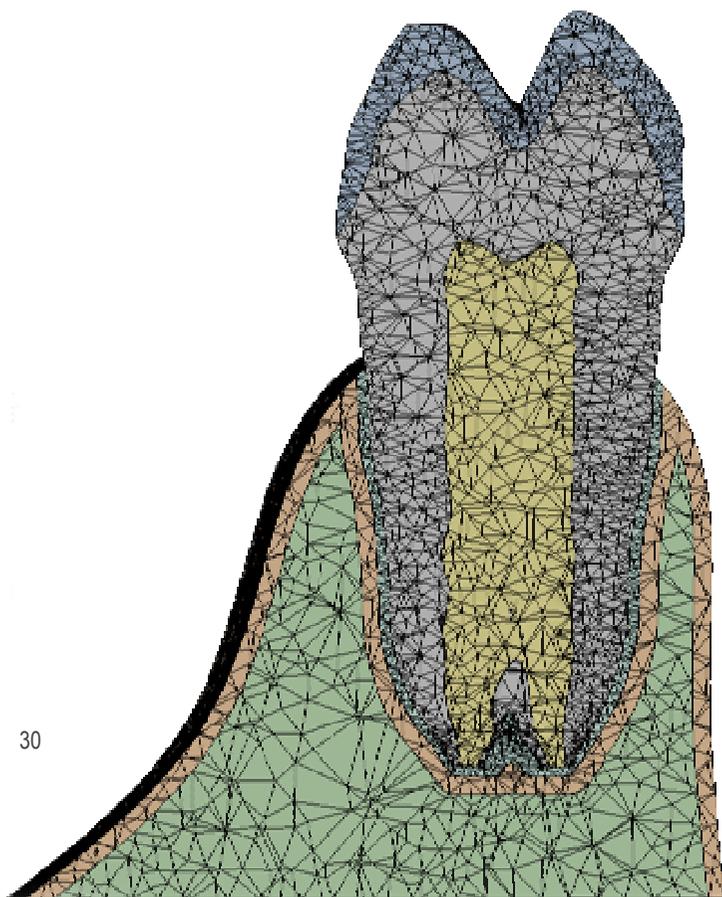
29 b,c

29 b,c. Diferentes estruturas do modelo tridimensional restaurado: inlay cerâmico, cimento resinoso, base de resina composta

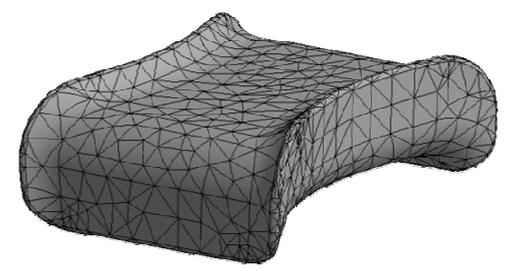
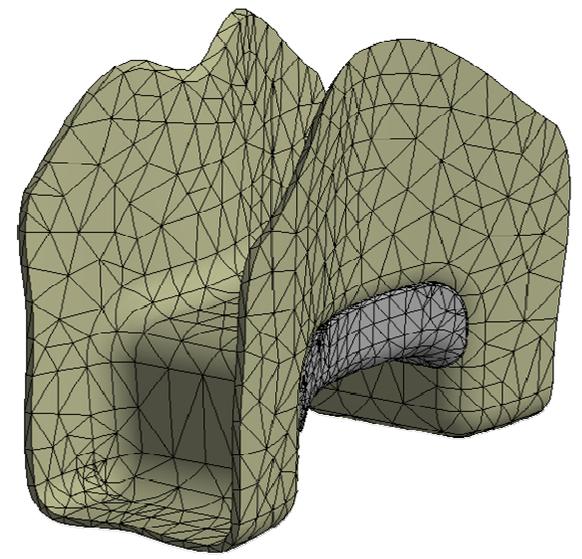
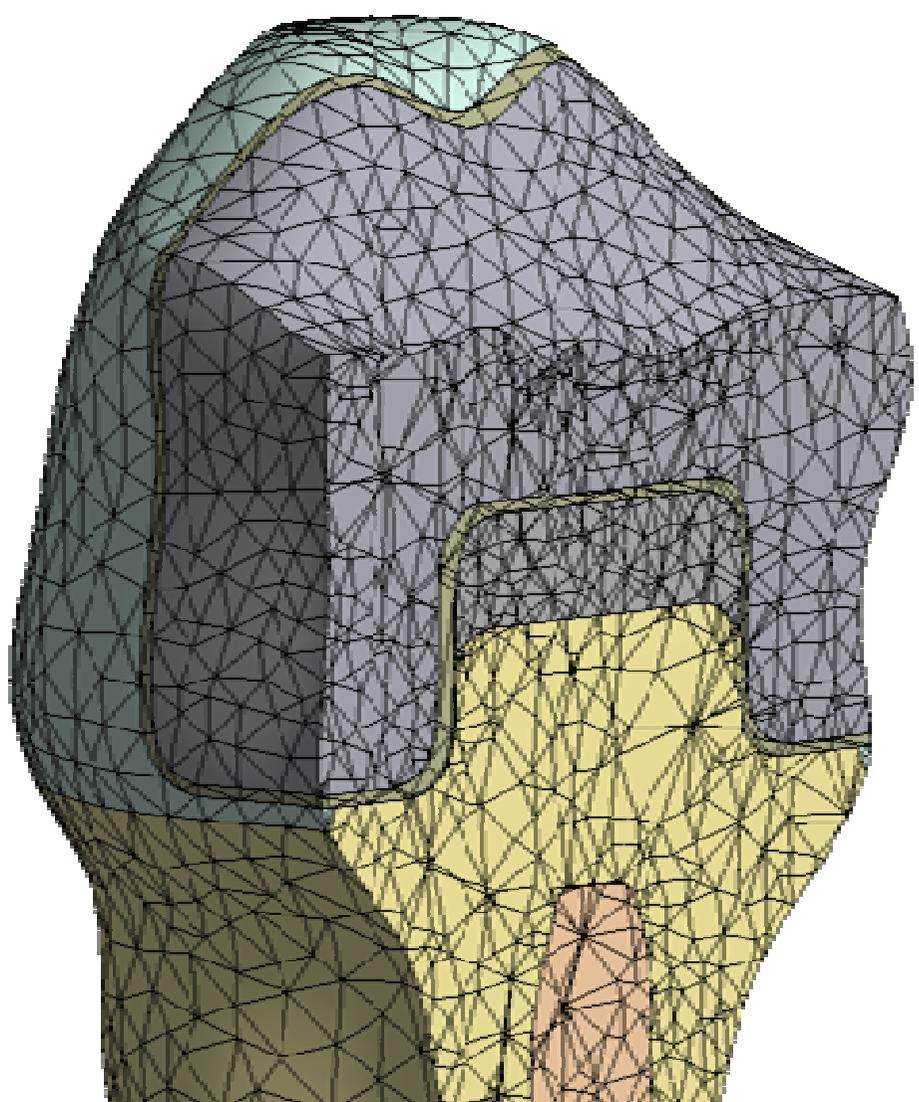
30. Discretização do modelo hígido

31 a,b,c. Modelos discretizados com profundidade de 1mm, 2mm e 3mm

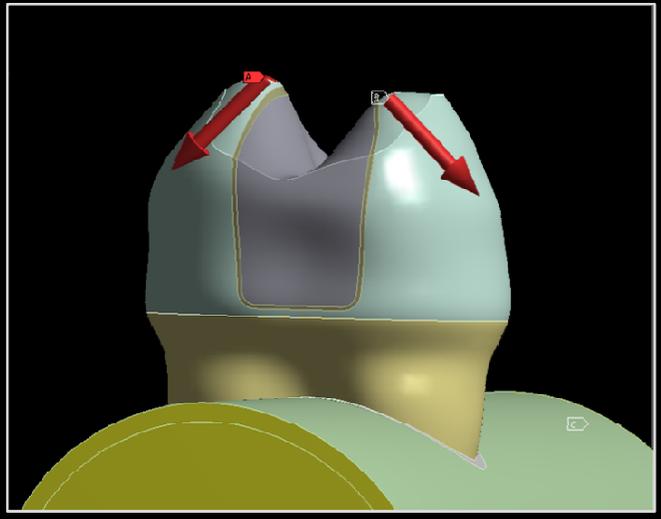
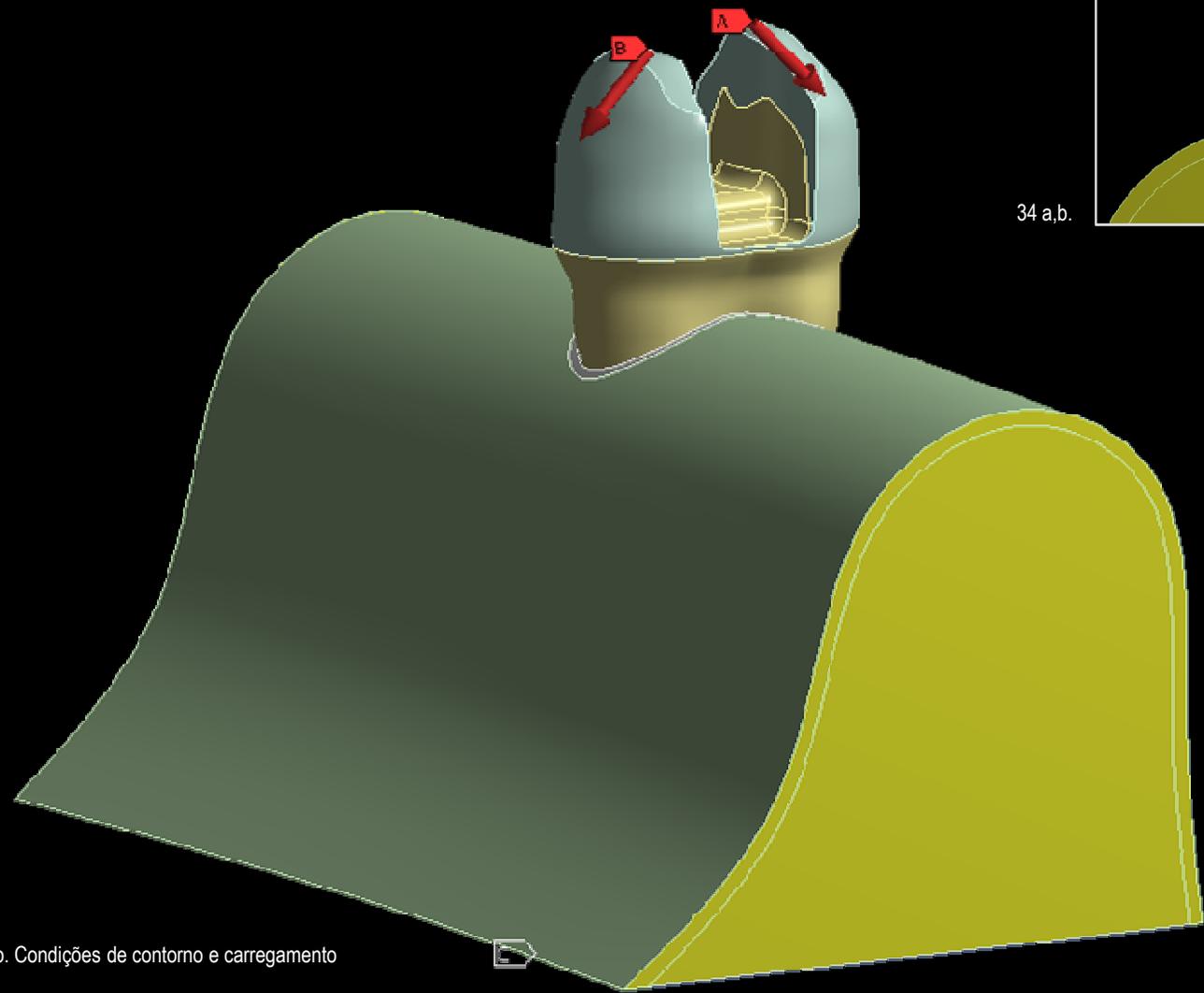
32 a,b,c. Modelos discretizados com bases cavitárias com 1mm e 2mm de espessura



33 a,b,c,d. Modelo R1P1, cimento resinoso, base cavitária de, resina composta e inlay cerâmico



33 a,b,c,d



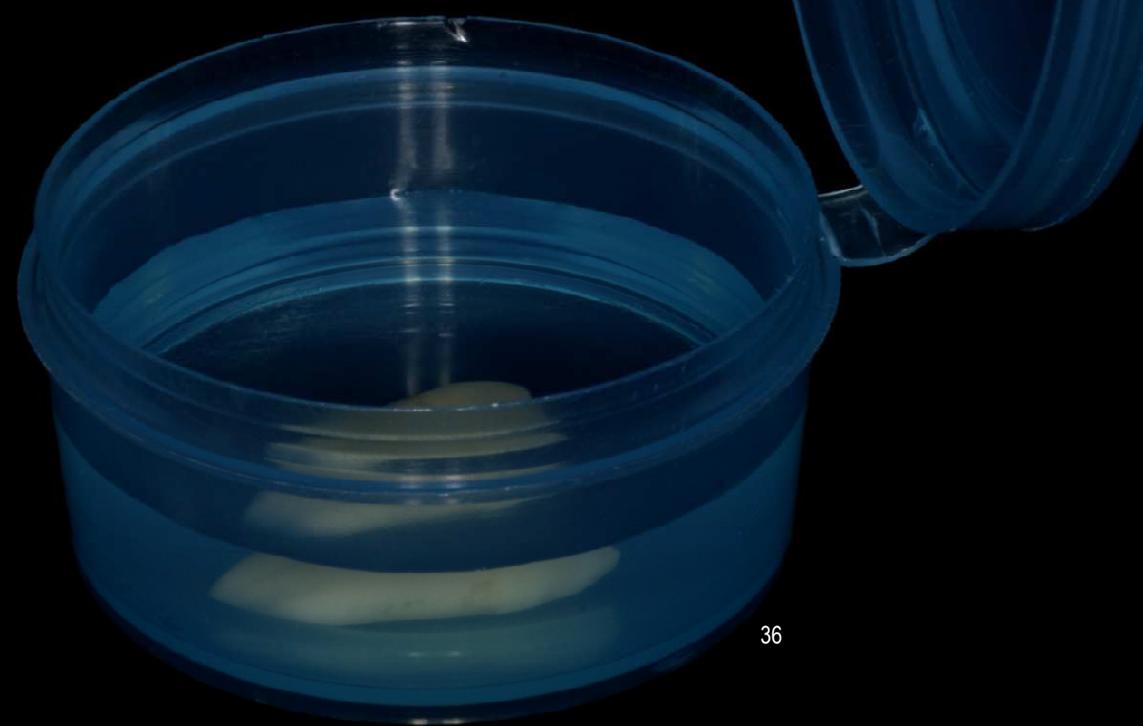
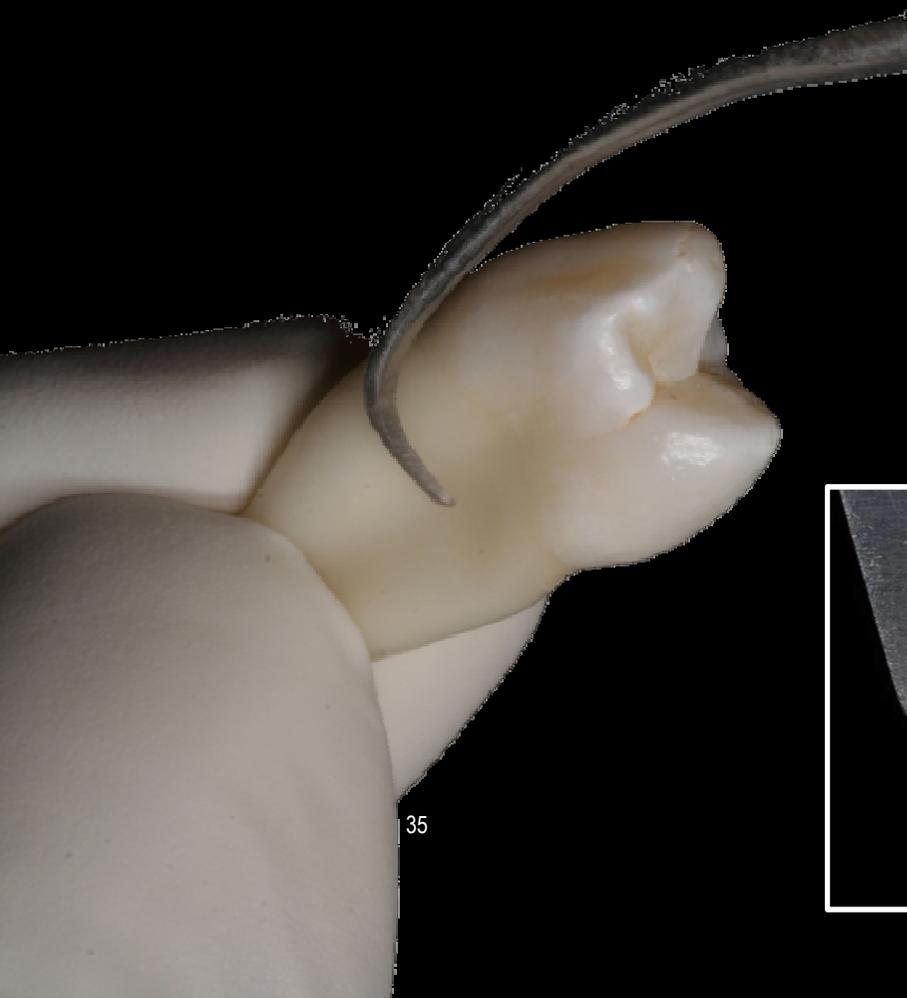
34 a,b.

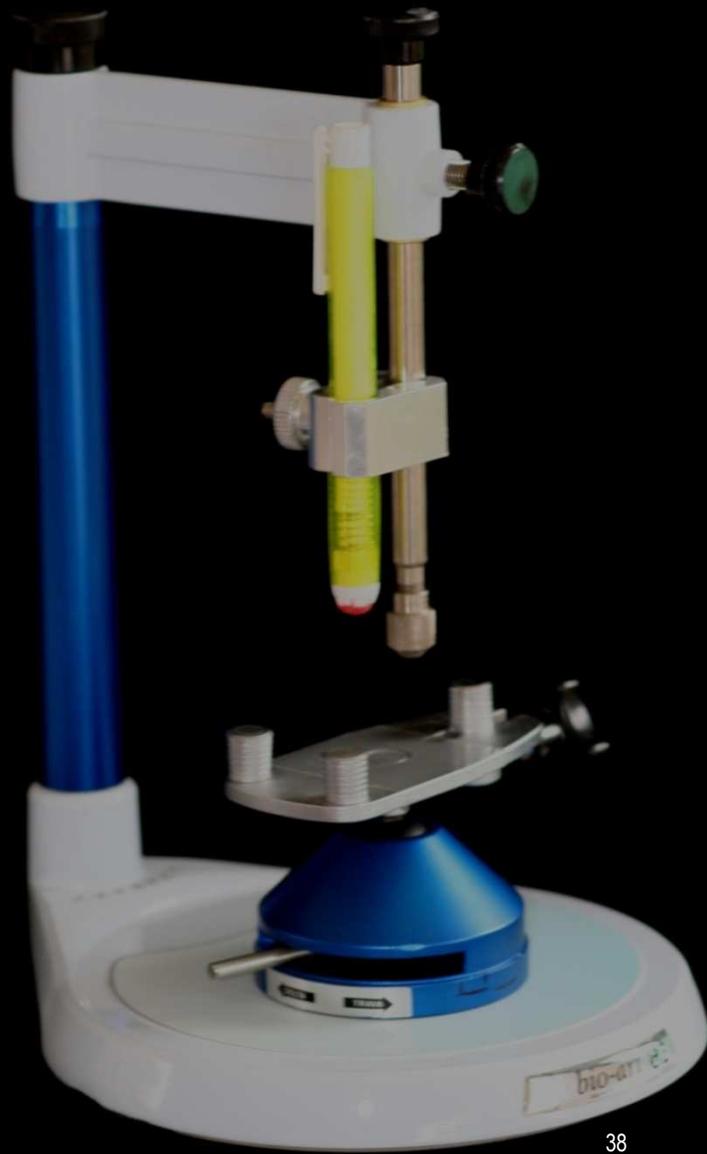
34 a,b. Condições de contorno e carregamento

35. Limpeza do dente com cureta periodontal

36. Armazenamento do dente

37 a,b. Aferição das dimensões méso-distal e vestibulo-lingual do dente

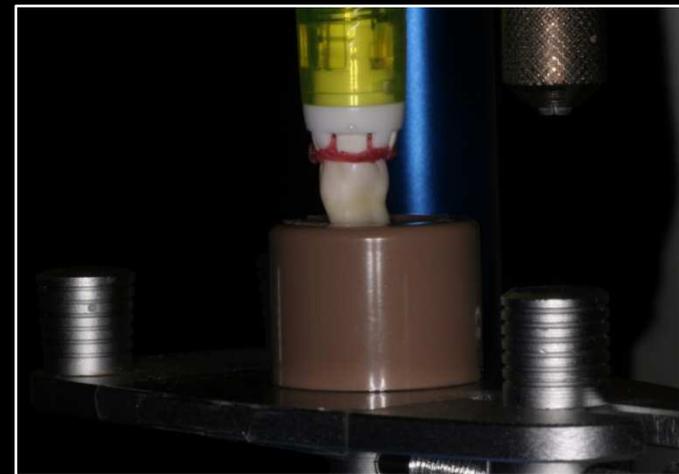




38. Delineador protético



39. Aplicação da resina epóxi



40. Inserção do dente

41 a,b. Dispositivo de fixação

42 a,b. Posicionamento da esfera para o ensaio de resistência à compressão

43. Corpo de prova fraturado



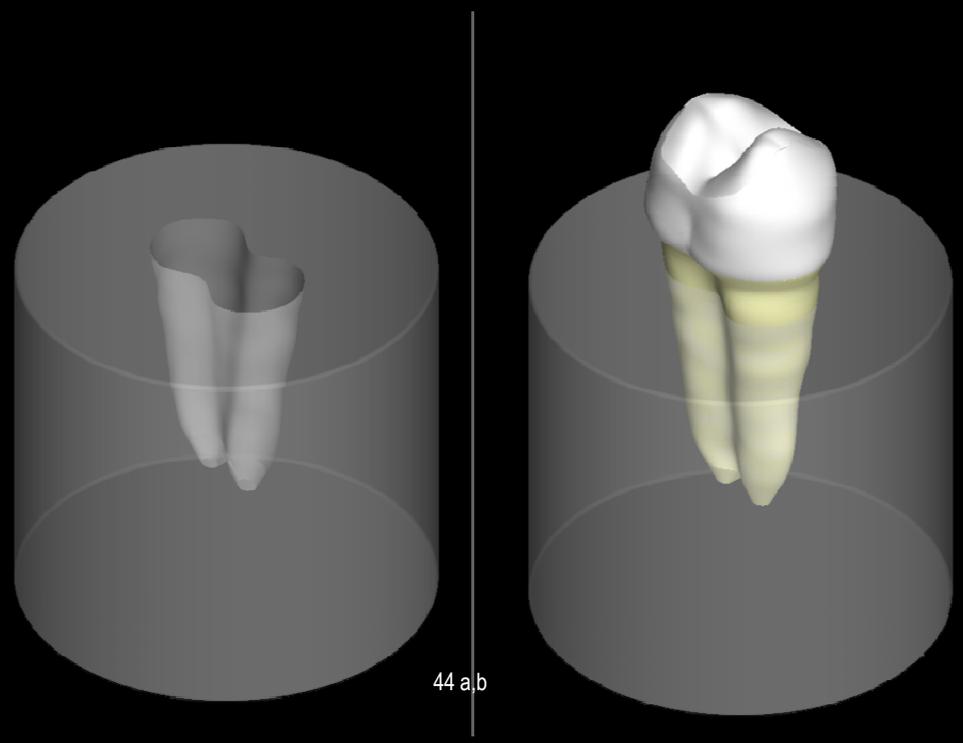
41 a,b



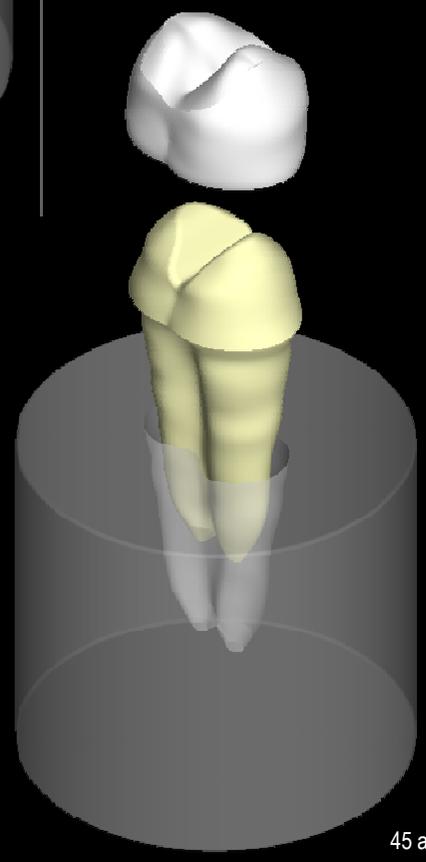
42 a,b



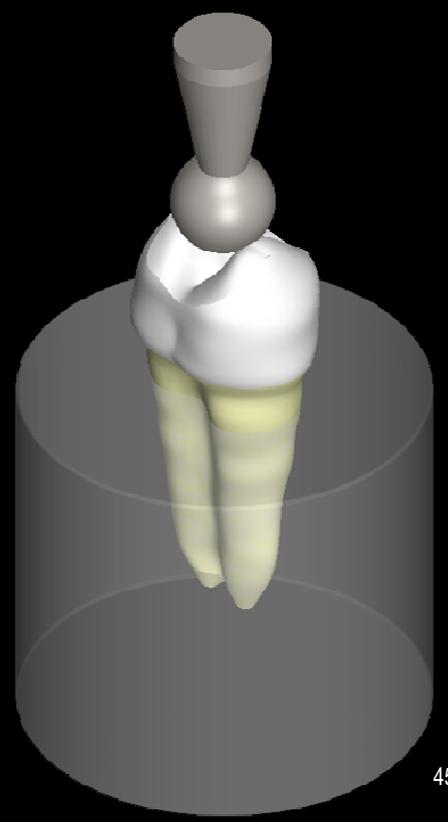
43



44 a,b

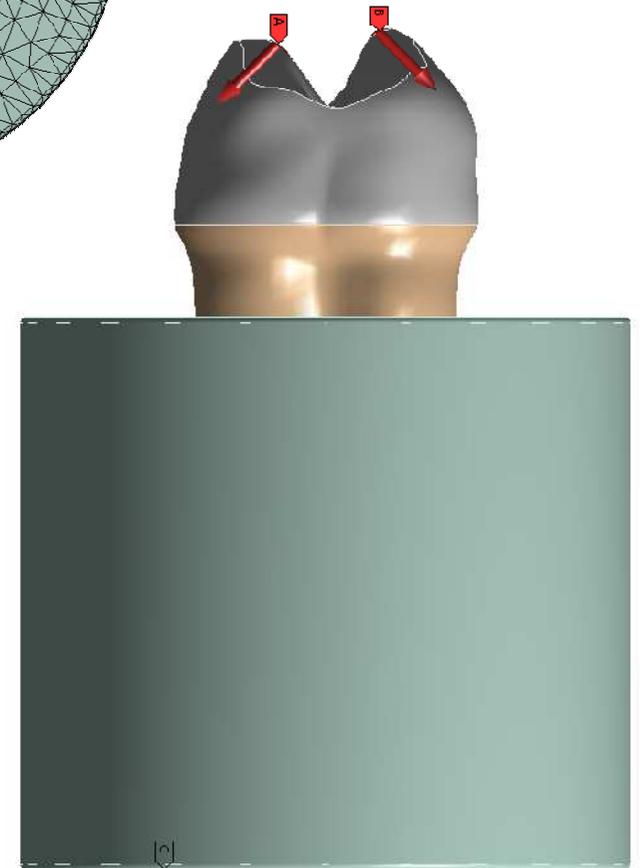
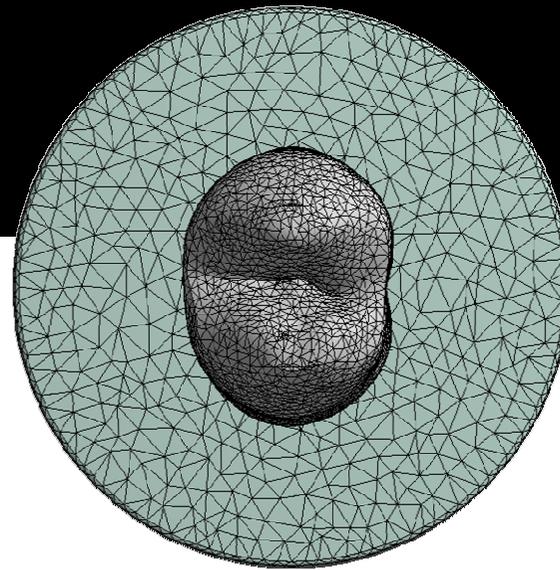
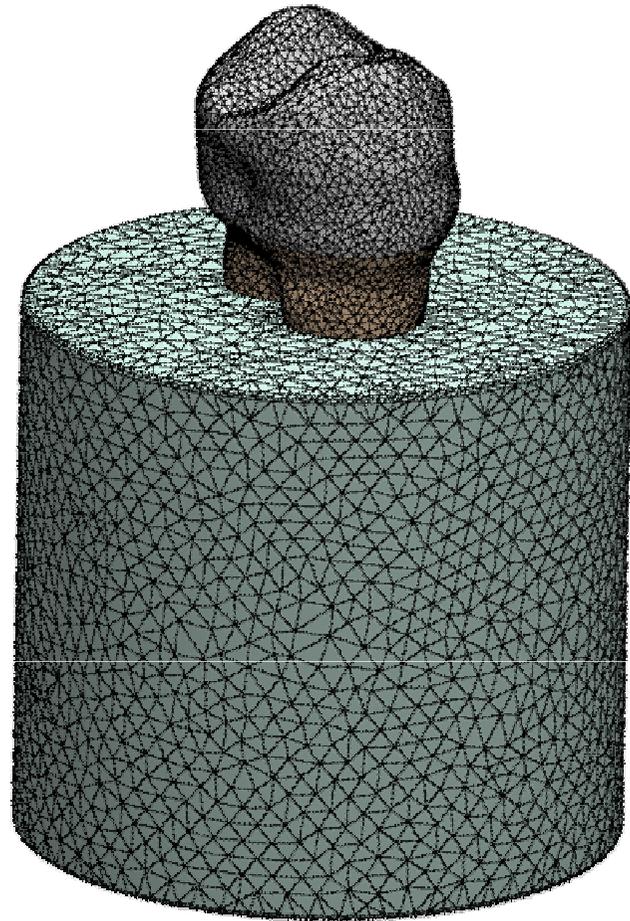


45 a



45 b

44 a,b. Confeção do modelo representativo dos corpos de prova
45 a. Modelo representativo e suas estruturas
45 b. Modelo representativo da esfera



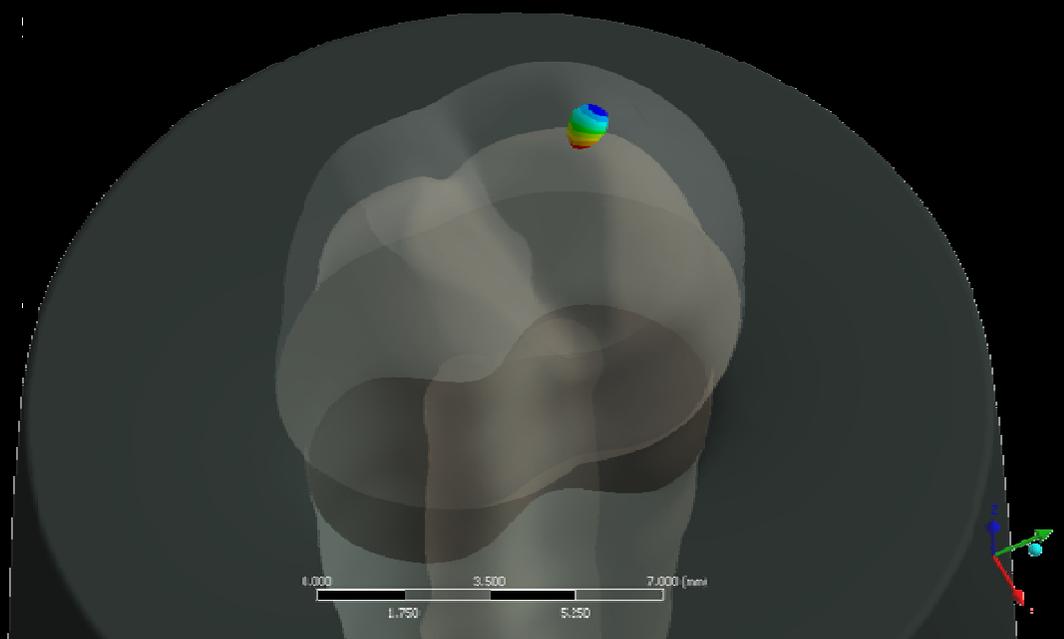
46 a,b,c

46 a,b. Discretização do modelo

46 c. Condições de contorno e carregamento



47 a,b



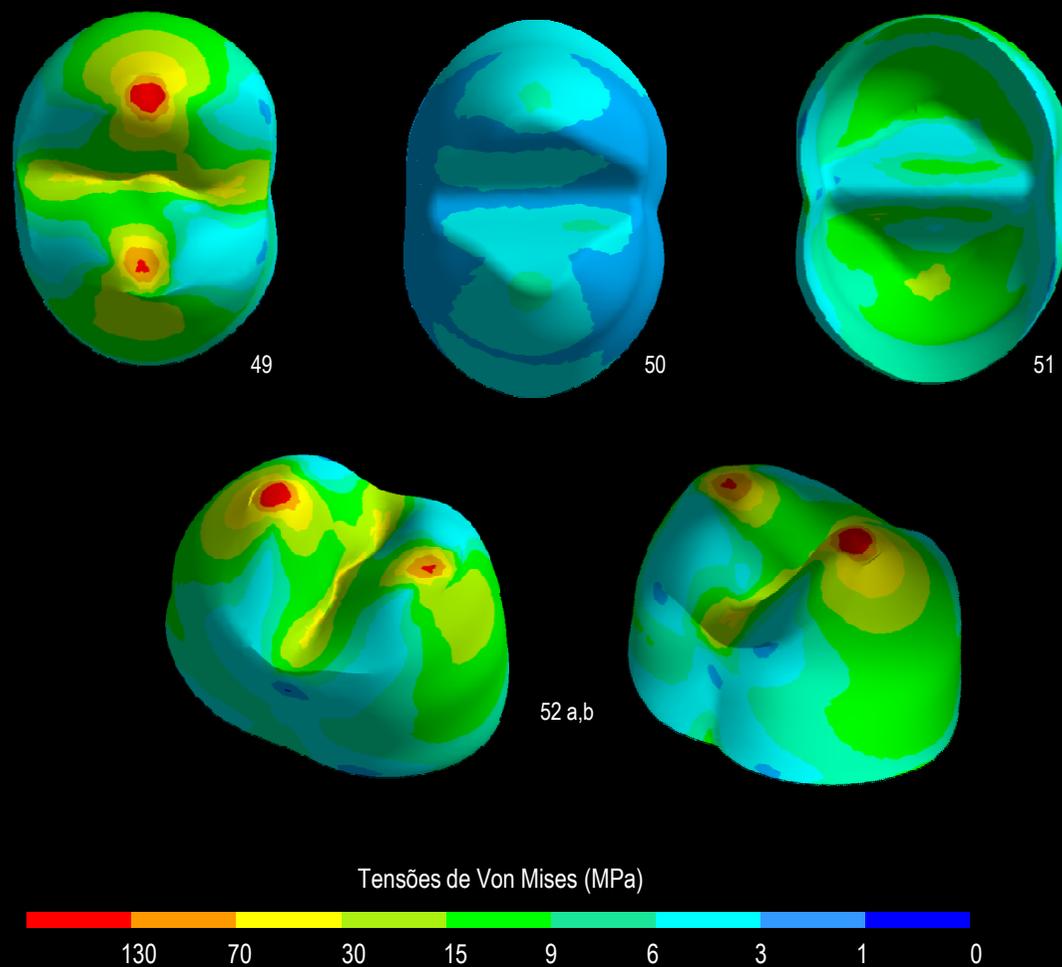
47 a,b. Resultados da simulação computacional

RESULTADOS

H



48



48. Modelo hígido, vista vestibulo-lateral

49. Modelo hígido, vista oclusal

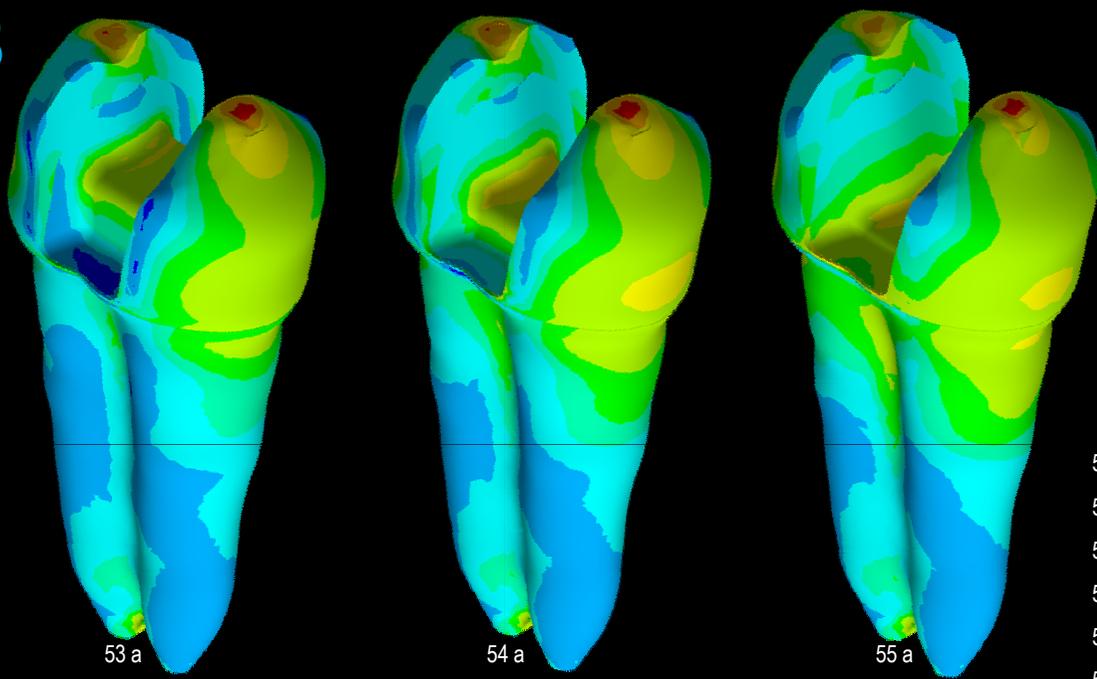
50. Dentina coronária, vista oclusal

51. Esmalte interno

52 a. Esmalte vista linguo-lateral

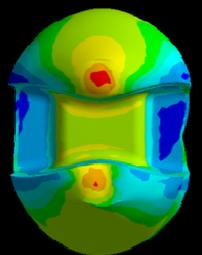
52 b. Esmalte vista, vestibulo-lateral

SP1, SP2, SP3

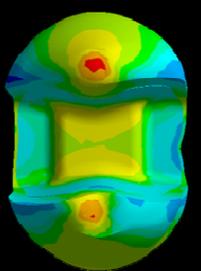
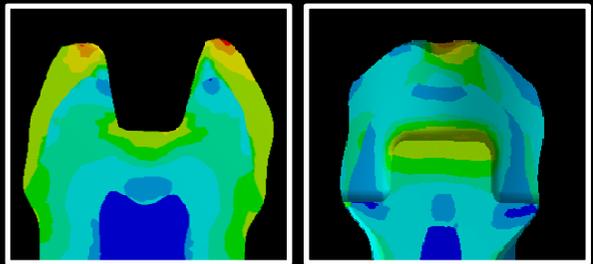


53 a. Modelo SP1, vista vestibulo-lateral
 53 b. Modelo SP1, vista oclusal
 53 c. Modelo SP1, corte vestibulo-lingual
 53 d. Modelo SP1, corte mesio-distal
 54 a. Modelo SP2, vista vestibulo-lateral
 54 b. Modelo SP2, vista oclusal

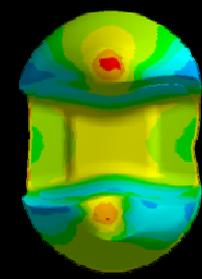
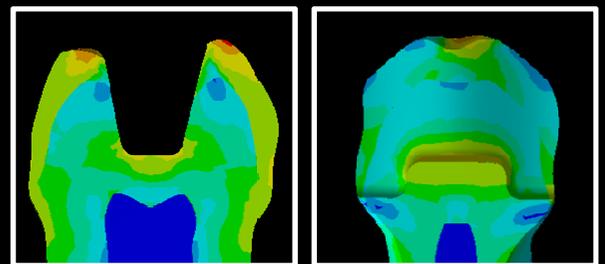
54 c. Modelo SP2, corte vestibulo-lingual
 54 d. Modelo SP2, corte mesio-distal
 55 a. Modelo SP3, vista vestibulo-lateral
 55 b. Modelo SP3, vista oclusal
 55 c. Modelo SP3, corte vestibulo-lingual
 55 d. Modelo SP3, corte mesio-distal



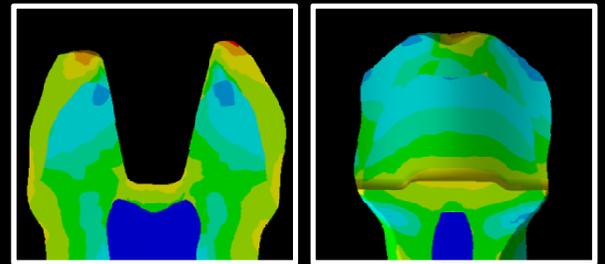
53 b,c,d



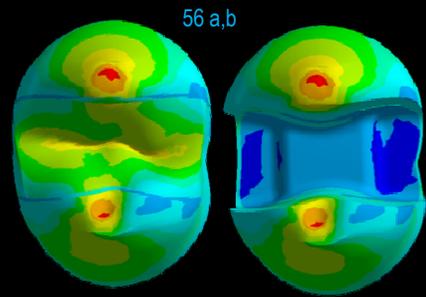
54 b,c,d



55 b,c,d



P1, P2, P3

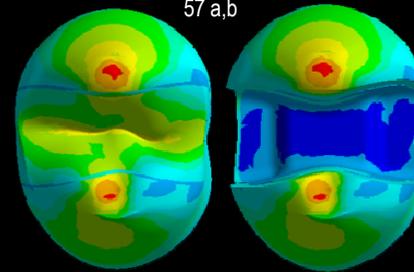
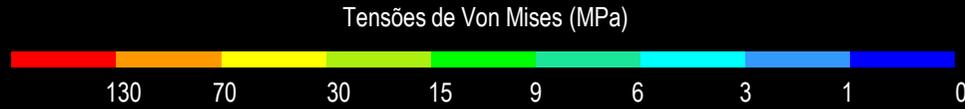


56 a,b

SW I

- a. Inlay, vista oclusal
- b. Preparo, vista oclusal
- c. Inlay, vista oclusal
- d. Inlay, vista interna
- e. Inlay, vista lateral
- f. Cimento, vista lateral
- g. Cimento, vista interna
- h. Cimento, vista oclusal

* Azul, P1

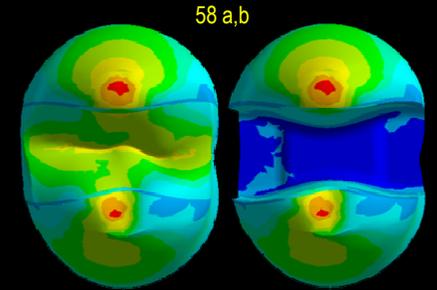


57 a,b

57. P2

- a. Inlay, vista oclusal
- b. Preparo, vista oclusal
- c. Inlay, vista oclusal
- d. Inlay, vista interna
- e. Inlay, vista lateral
- f. Cimento, vista lateral
- g. Cimento, vista interna
- h. Cimento, vista oclusal

* Branco P2

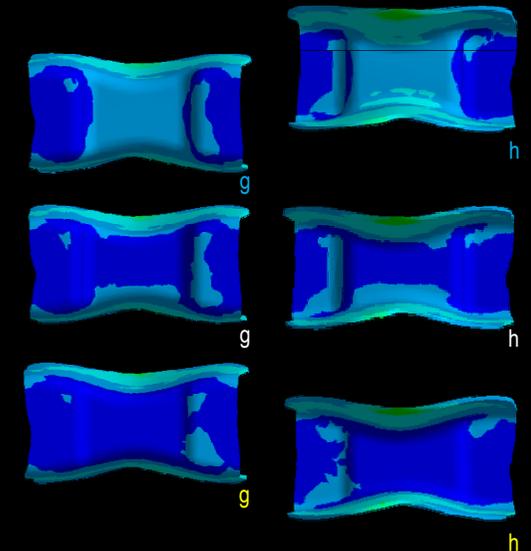
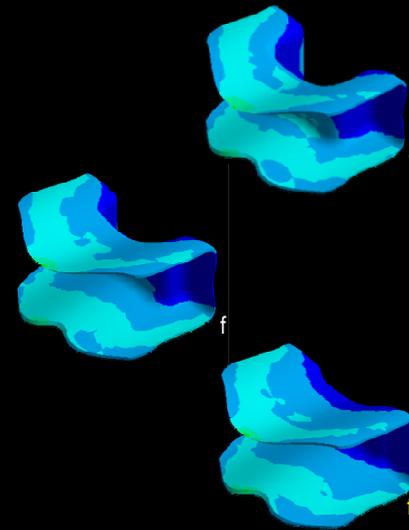
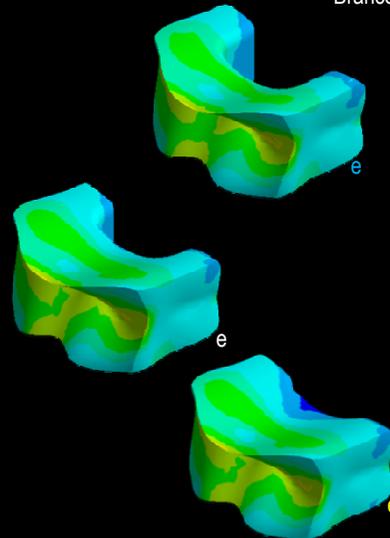
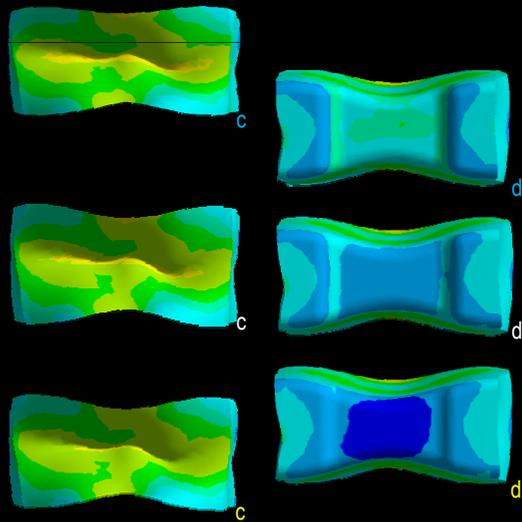


58 a,b

58. P3

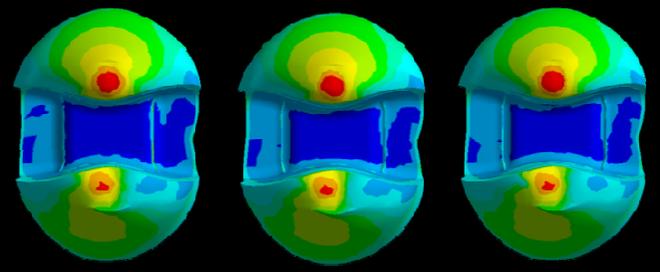
- a. Inlay, vista oclusal
- b. Preparo, vista oclusal
- c. Inlay, vista oclusal
- d. Inlay, vista interna
- e. Inlay, vista lateral
- f. Cimento, vista lateral
- g. Cimento, vista interna
- h. Cimento, vista oclusal

* Amarelo P3

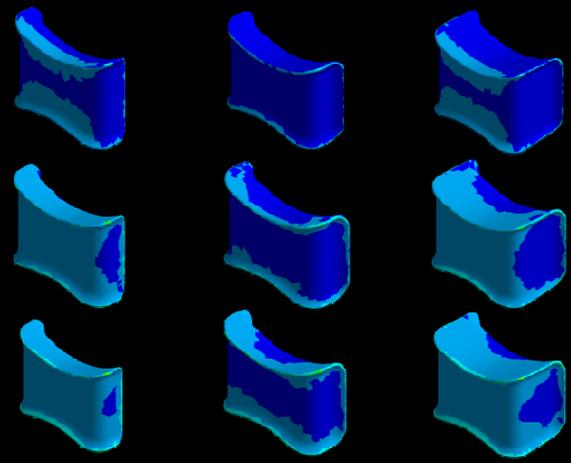
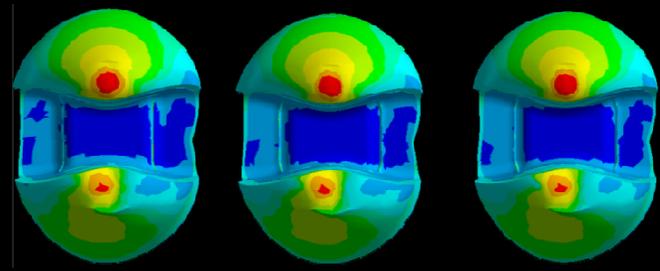


R1P1, R2P1, R1P2

59 a,b,c. R1P1 a,b,c - vista oclusal do preparo cavitário
 60 a,b,c. R1P2 a,b,c - vista oclusal do preparo cavitário
 61 a,b,c. R2P1 a,b,c - vista oclusal do preparo cavitário

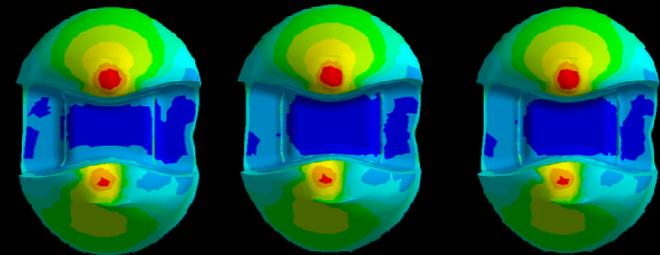


62 a,b,c. R1P1 a,b,c - vista lateral da resina composta
 63 a,b,c. R1P2 a,b,c - vista lateral da resina composta
 64 a,b,c. R2P1 a,b,c - vista lateral da resina composta



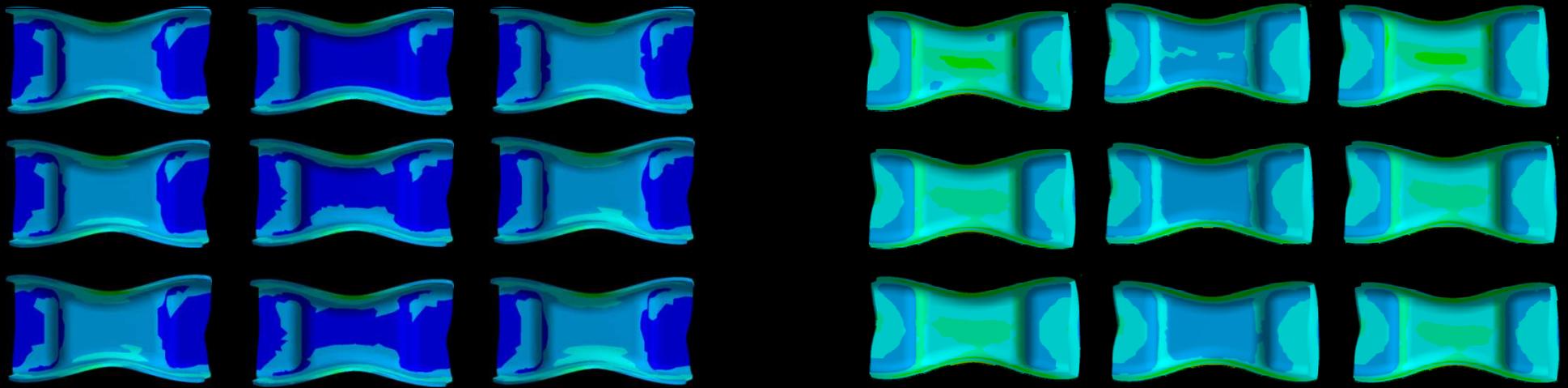
62 a,b,c 63 a,b,c 64 a,b,c

65 a,b,c. R1P1 a,b,c - vista oclusal do cimento resinoso
 66 a,b,c. R1P2 a,b,c - vista oclusal do cimento resinoso
 67 a,b,c. R2P1 a,b,c - vista oclusal do cimento resinoso

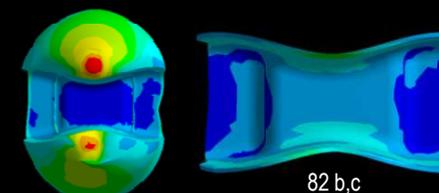
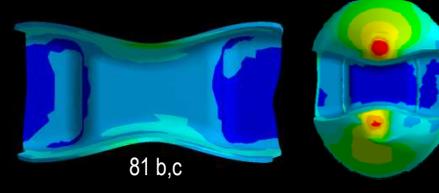
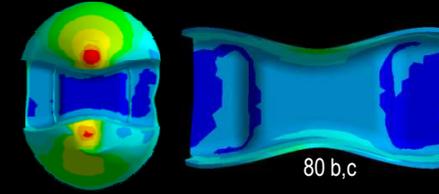
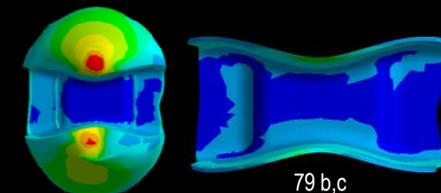
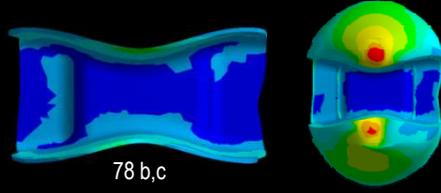
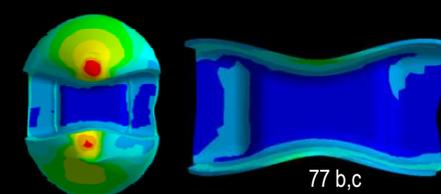
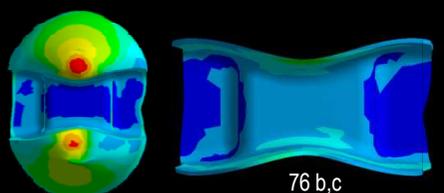
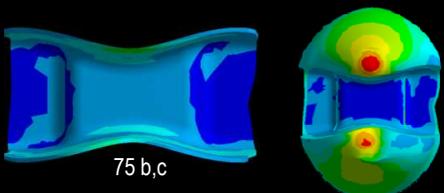
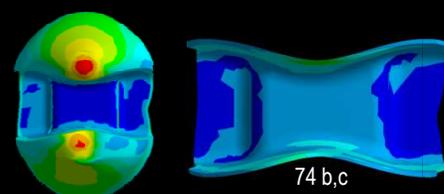
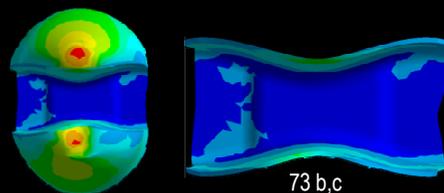
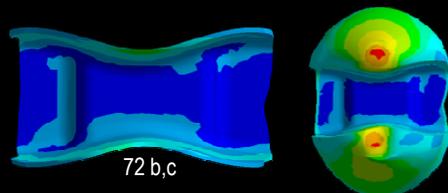
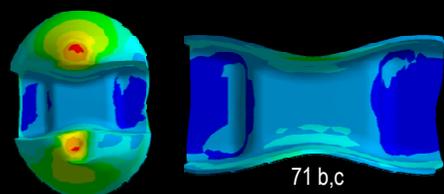
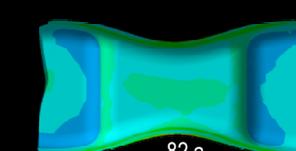
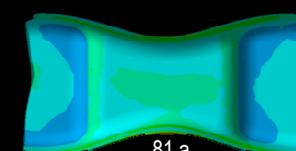
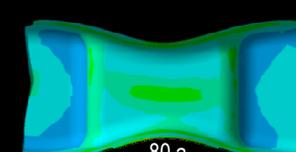
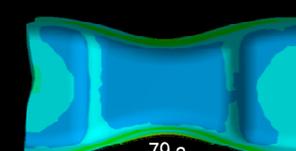
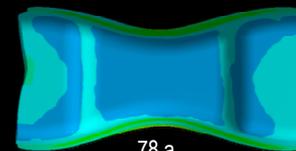
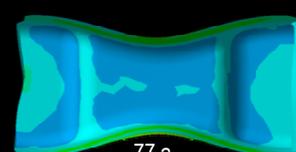
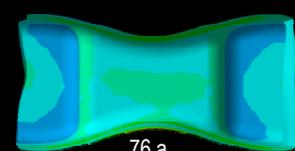
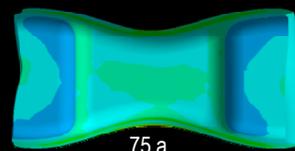
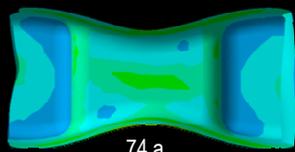
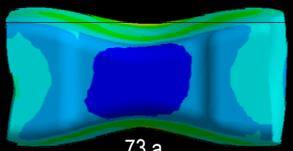
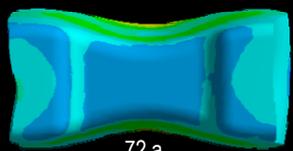
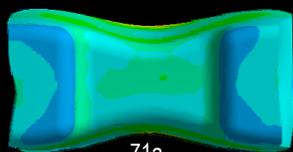


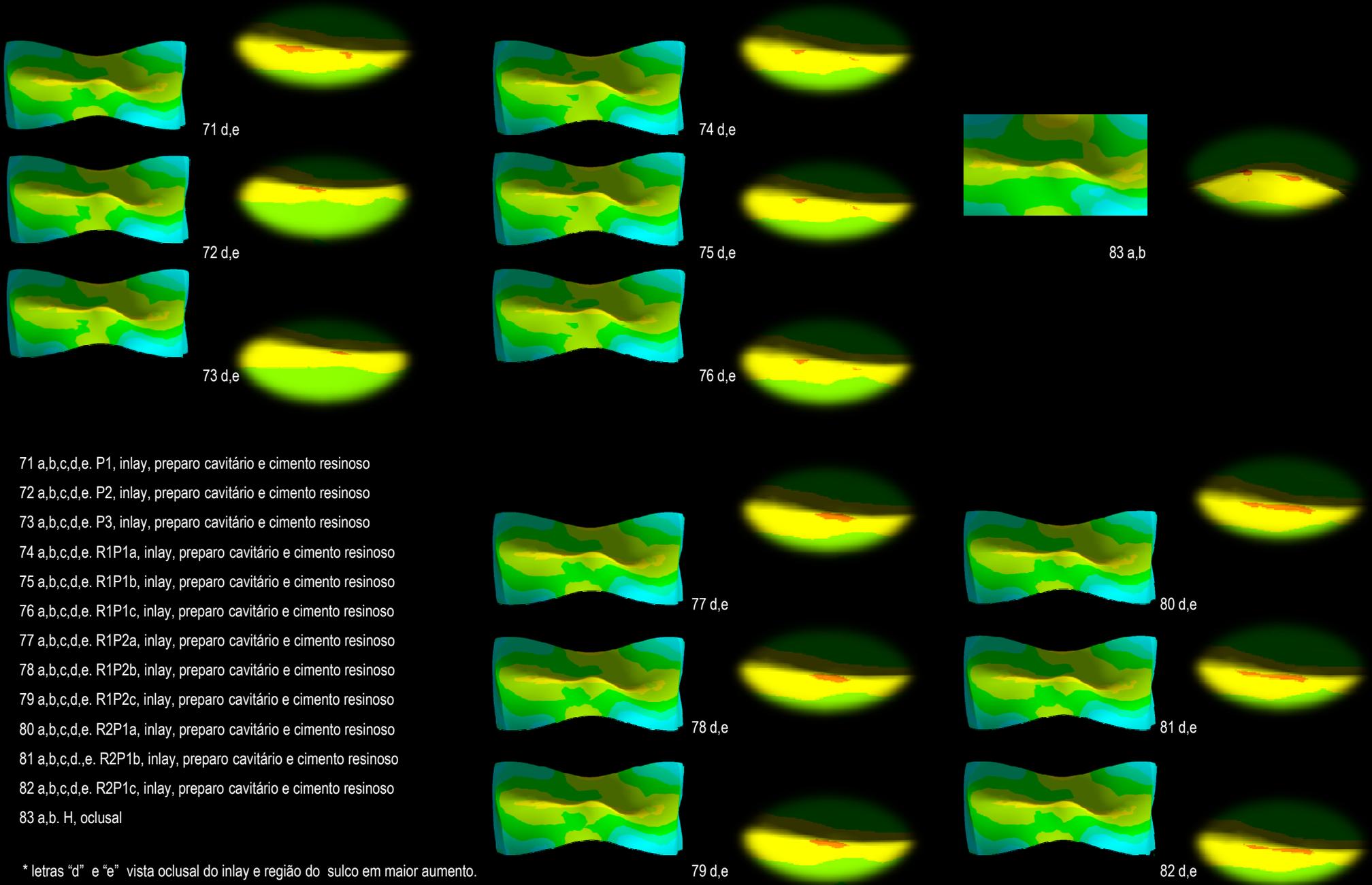
59 a,b,c 60 a,b,c 61 a,b,c

68 a,b,c. R1P1 a,b,c - vista interna do inlay cerâmico
 69 a,b,c. R1P2 a,b,c - vista interna do inlay cerâmico
 70 a,b,c. R2P1 a,b,c - vista interna do inlay cerâmico



65 a,b,c 66 a,b,c 67 a,b,c 68 a,b,c 69 a,b,c 70 a,b,c





- 71 a,b,c,d,e. P1, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 72 a,b,c,d,e. P2, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 73 a,b,c,d,e. P3, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 74 a,b,c,d,e. R1P1a, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 75 a,b,c,d,e. R1P1b, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 76 a,b,c,d,e. R1P1c, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 77 a,b,c,d,e. R1P2a, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 78 a,b,c,d,e. R1P2b, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 79 a,b,c,d,e. R1P2c, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 80 a,b,c,d,e. R2P1a, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 81 a,b,c,d,e. R2P1b, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 82 a,b,c,d,e. R2P1c, inlay, preparo cavitário e cimento resinoso
- 83 a,b. H, oclusal

* letras "d" e "e" vista oclusal do inlay e região do sulco em maior aumento.