

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Paulo Vinícius Soares

Influência da técnica restauradora
na distribuição de tensões,
resistência à fratura e
deformação de cúspides
de pré-molares tratados endodonticamente

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Co-orientador: Prof. Dr. Henner Alberto Gomide
Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo

UBERLÂNDIA – MG
2006

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Paulo Vinícius Soares

**Influência da técnica restauradora na distribuição de tensões,
resistência à fratura e deformação de cúspides de pré-molares
tratados endodonticamente.**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Co-orientador: Prof. Dr. Henner Alberto Gomide
Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo

Banca Examinadora:

Uberlândia, 10 de Janeiro de 2006.

Prof. Dr. Carlos José Soares - UFU

Prof. Dr. Henner Alberto Gomide- UFU

Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto- UFU

Prof. Dr. Luís Alexandre M. S. Paulillo – FOP/UNICAMP

DEDICATÓRIA

À Deus,

“Pai nosso que estais no céu, santificado seja vosso nome, venha a nós o vosso Reino, seja feita a vossa vontade, assim na Terra como no Céu. O pão nosso de cada dia nos dai hoje, perdoai as nossas ofensas, assim como nós perdoamos a quem nos tem ofendido. E não nos deixeis cair em tentação, mas livrai-nos do mal. Amém.”

Obrigado Senhor por mais uma conquista. Com toda sua plenitude e pela benção do Espírito Santo, consegui chegar até aqui pelo caminho que você preparou. Obrigado pelas pessoas maravilhosas que me acompanharam nessa luta, abençoe todas elas.

Aos meus pais, Paulo e Cida,

Vocês são as pessoas mais importantes na minha vida. Devo esta conquista a cada noite de sono perdida por vocês, a cada dia de trabalho e esforço imensurável, que eu admiro e tomo como exemplo de vida. Às vezes as palavras não conseguem expressar o que sentimos, nem mesmo os gestos. Meu querido pai e querida minha mãe, esta conquista é um pequeno fruto sustentado pela grande árvore que vocês plantaram, e que ainda dará frutos maravilhosos. Amos vocês, muito obrigado.

Aos meus irmãos, Carol, João, Clara e Rita,

Brincamos juntos, crescemos juntos e hoje lutamos juntos. Eu tenho muito orgulho de ser irmão de vocês. Por algumas vezes não pude estar ao lado de vocês em momentos de dificuldade ou decisão, mas vocês nunca faltaram comigo quando precisei. Admiro cada um, e sei que chegarão muito mais longe. Contem sempre comigo, eu amo vocês.

À minha família,

Meus avós Adair e Neuza, Antônio e Sebastiana, meus tios, padrinhos e primos. Vocês são muito queridos, só tenho a agradecer por cada conselho, cada ajuda e atenção. Vocês foram muito especiais, não só nesta etapa, mas em toda a minha vida. Muito obrigado.

Ao meu grande amigo, Murilo,

Mais uma conquista nossa, meu amigo. Quantas noites mal dormidas, estudando para as provas, aulas e seminários. Nossa grande amizade é resultado de um crescimento humano e profissional aumentado e admirado a cada dia. Obrigado por ser meu amigo, trabalharemos muito nesta vida, espero que da mesma maneira de hoje. Parabéns pra você e sua família, a qual admiro muito.

À Lorena,

Tão pouco tempo juntos, e parece que nos conhecemos a décadas. Só nós sabemos o que enfrentamos juntos, e isso faz com que eu te admire a cada dia. A sua presença é muito importante pra mim. Obrigado pela dedicação e fundamental ajuda neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares,

Aprendi com você, dentre tantas coisas, a superar limites não medindo esforços. O seu exemplo para o trabalho é a marca principal de quem tem a oportunidade de trabalhar ao seu lado. Você me deu a oportunidade de conviver com você, agradeço a Deus por ter conseguido não somente ser orientado, mas ser seu amigo. Me orgulho de hoje ter a oportunidade de seguir adiante, levando o que aprendi nestes anos de estudo sob sua orientação. Que Deus continue iluminando seu trabalho, sua família e sua vida. Me orgulho de poder falar que sou seu orientado, e mais ainda, seu amigo. Muito Obrigado.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Henner Alberto Gomide,

A sua persistência e admirável sabedoria durante sua orientação me ajudaram a chegar até aqui. É muito fácil ensinar algo quando o aluno domina o assunto. Ao contrário, sob sua orientação aprendi conhecimentos que jamais pensei que iria aprender. Hoje, lhe considero um grande amigo. Muito obrigado pela sua contribuição humana e profissional.

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto,

Pelos conselhos, pelas oportunidades de trabalho e pelo incentivo em momentos importantes da minha vida. O seu carisma é contagiante, agradeço a Deus por ter convivido com você neste anos. Ser seu aluno é algo que muitos podem desfrutar, mas ter você como amigo, é algo de muito orgulho e admiração.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo,

Pela contribuição fundamental neste trabalho. Você me recebeu na sua equipe de trabalho da forma mais simples e mais enriquecedora possível. Admiro sua luta e seu trabalho, levo comigo este exemplo. Muito obrigado, que Deus continue te iluminando.

Aos Professores Flávio Domingues Neves, Roberto Elias Campos, Adérito Soares da Mota, Célio Jesus do Prado e Nelson Moreira Filho,

Por ter tido a oportunidade de ser aluno e trabalhar com vocês. Suas contribuições vão além da relação aluno-professor. Obrigado por acreditarem em mim.

À minha amiga Ellyne,

Minha companheira e amiga que devo muito nesta conquista, mas devo muito mais por outras conquistas e lutas que você participou de maneira importante e especial. Que Deus ilumine você e todas as suas conquistas que virão. Muito obrigado.

Aos meus amigos Hugo e Rodrigo,

O exemplo de lutas e conquistas fazem com que vocês sejam pessoas admiradas por mim. Agradeço pela amizade confiada a mim, aos conselhos, aos momentos alegres que passamos. Obrigado, desejo muito sucesso pra vocês.

Ao amigo Paulo César,

Nos conhecemos a muito tempo, mas foi durante nossa pós-graduação que nos tornamos verdadeiros amigos. Muito obrigado pela sua dedicação e contribuição. Torço para que você atinja todos os seus objetivos.

Ao amigo Thiago Caixeta,

O conhecimento e leal ajuda são coisas que nunca esquecerei. O desprendimento e contribuição nesta conquista foi verdadeira prova da nossa amizade. Desejo-lhe muito sucesso. Muito obrigado.

Às amigas Janaína, Fabiana, Ana Cristina, Veridiana, Gisele, Carol Assaf, Carol Guimarães, Letícia e Natércia,

Cada uma de vocês sabem o quanto foram importantes nesta etapa. Obrigado pela amizade e carinho, por terem participado na minha vida de forma que nunca esquecerei. A vocês eu desejo sucesso e muitas conquistas.

Aos meus amigos Alessandra, Adeliana, Glécio, Nadim, Gabriel, Lucas Zago, Luis Raposo, Natália, Michele, aos meus colegas de mestrado, alunos da Graduação e funcionários da FOUFU,

Obrigado pela oportunidade de conhecer vocês, espero sempre poder retribuir a amizade confiada.

À Abigail,

Pela carinho especial e dedicação, que por vários momentos ocupou a função de segunda mãe na Área de Dentística, a qual considero minha segunda casa. Que Deus te ilumine sempre, Biguinha.

Ao Sr.Advaldo,

Pela paciência e dedicação em ajudar e contribuir na realização deste e outros trabalhos fundamentais. Obrigado.

Ao Nelson,

Sua competência e dedicação proporcionou verdadeiras realizações nesta conquista. Obrigado pela ajuda, que Deus continue iluminando seu caminho.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,

Que me orgulho em ter sido aluno, me formado e especializado e, que por meio do programa de pós-graduação, me proporcionou realizar um sonho. Levarei sempre o nome desta faculdade junto comigo, sou grato e eterno admirador desta Instituição.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia,

Obrigado pela oportunidade em poder aprender, associar e compartilhar amizades, conhecimentos diferentes e ao mesmo tempo tão importantes na minha formação.

À FAPEMIG pelo apoio ao Projeto de pesquisa que sem a ajuda, dificilmente realizaria este trabalho

Ao Laboratório Romannini

Que me receberam com atenção e disponibilidade, agradeço ao Romannini e todos seus funcionários pela ajuda importante nesta conquista.

Aos fabricantes de produtos odontológicos (3M-Espe, Dentisply, Ivoclar-Vivadent) que contribuíram com seus materiais, obrigado pela confiança e disponibilidade.

EPÍGRAFE

“Um homem dever ser grande o suficiente para admitir seus erros, esperto demais para tirar proveito deles e forte o bastante para corrigi-los”

(John C. Maxwell)

“A humildade de coração não exige que te humilhes. Mas que te abras. É o segredo das permutas. Somente então poderás dar e receber.

(Antoine de Santi-Exupéry)

SUMÁRIO

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS	8
RESUMO	9
ABSTRACT.....	11
1. INTRODUÇÃO	13
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 – RESISTÊNCIA A FRATURA	20
2.2 – ESTENSOMETRIA	38
2.3 – ELEMENTOS FINITOS.....	43
2.4 – PROPRIEDADES MECÂNICAS E TÉCNICA RESTAURADORA.....	50
3. PROPOSIÇÃO.....	54
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	56
4.1 – SELEÇÃO DOS DENTES.....	57
4.2 – CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS.....	58
4.4 – ENSAIO MECÂNICO DE RESISTÊNCIA À FRATURA.....	69
4.5 – ENSAIO MECÂNICO EXTENSOMETRIA	71
4.6 – ENSAIO NUMÉRICO DE ELEMENTOS FINITOS	80
5. RESULTADOS.....	87
6. DISCUSSÃO	97
7. CONCLUSÃO	108
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	110
ANEXOS.....	118

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

atm - atmosfera

Fig. – Figura

kgf - Unidade de força – carga aplicada (quilograma força)

MOD - Classificação de cavidade (mésio-ocluso-distal)

MPa - força / área (Mega Paschoal)

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

mm² - Unidade de área (milímetro quadrado)

mW/cm²- Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

Nº - Número

N - Unidade de pressão - carga aplicada (Newton)

PVC - Polivinil cloreto rígido

P – Probabilidade

H – Hígido

AM – Amálgama

CE – Cerâmica

RCD - Restauração em resina composta direta

RCI - Restauração em resina composta indireta

VP - Dimensões dos dentes (vestíbulo-palatina)

MD - Dimensões dos dentes (mésio-distal)

± - Mais ou menos

α - Nível de confiabilidade

% - Porcentagem

μm - Unidade de comprimento (micrometro)

μS - Microdeformação

°C - Unidade de temperatura (graus Celsius)

° - unidade de angulação (grau)

2D – bidimensional

3D – tridimensional

s - segundos

min – minutos

Ω - ohms

RESUMO

Este trabalho teve por objetivo avaliar a resistência à fratura, deformação de cúspide e distribuição de tensões de pré-molares superiores humanos tratados endodonticamente, com preparos cavitários para restaurações diretas e indiretas restaurados com amálgama, resina composta, resina laboratorial e cerâmica, e ainda correlacionar os resultados destas três metodologias. Foram selecionados 70 pré-molares superiores humanos hígidos com dimensões semelhantes, que foram inseridos em resina de poliestireno, simulando o ligamento periodontal. Os dentes receberam tratamento endodôntico e foram divididos aleatoriamente em 7 grupos (n=10): H – (controle) dentes hígidos; PD - dentes com preparo tipo mesio-ocluso-distal (MOD) para restaurações diretas; PI - dentes com preparo tipo MOD para restaurações indiretas; AM - dentes com preparos MOD, restaurados com amálgama; RCD - dentes com preparos MOD, restaurados com resina composta; RCI - dentes com preparos MOD restaurados com resina laboratorial; CE - dentes com preparos MOD restaurados com cerâmica reforçada. Os corpos-de-prova foram submetidos a carregamento axial de compressão em máquina de ensaio mecânico com velocidade de 0,5 mm/minuto até a fratura. O padrão de fratura foi classificado em 4 tipos. Os dados de resistência à fratura foram obtidos em Kgf, submetidos à análise de variância empregando ANOVA e teste de Tukey ($p<0,05$). Para o ensaio de extensometria, 21 dentes a serem empregados no estudo de resistência à fratura com padrão dimensional médio das amostras foram selecionados (n=3). Dois extensômetros foram fixados paralelos ao longo eixo do dente nas faces vestibular e lingual do dente e as amostras foram submetidas a carregamento axial de compressão contínuo até 150N em velocidade de 0,5 mm/minuto. Foram obtidos valores de microdeformação (μS) da cúspide vestibular, lingual e de forma cumulativa. Os dados obtidos com aplicação máxima de 150N para análise da associação da cúspide vestibular e palatina submetidos à análise de variância e teste de Dunnet ($p<0,05$). Para análise pelo método de elementos finitos foram gerados 7 modelos numéricos correspondentes a cada grupo experimental que foram analisados em software

Ansyst 7.1, empregando critério de von Mises para análise da distribuição de tensões. Os valores de resistência a fratura foram: H- $114,7 \pm 23,60^A$; RCD- $94,3 \pm 20,61^B$; RCI- $93,0 \pm 18,40^B$; CE- $78,7 \pm 13,11^C$; AM- $41,5 \pm 16,38^D$; PD- $38,7 \pm 15,11^D$; PI- $22,9 \pm 14,21^E$. Os valores de resistência de microdeformação foram: PI- $636,20^A$; PD- $529,87^A$; AM- $462,72$; RCI- $144,99^B$; RCD- $102,01^B$; H- $59,15^B$ e CE- $56,74^B$. A análise por elementos finitos, mostrou que a remoção de estrutura dental e o tipo de material restaurador alteraram o padrão de distribuição de tensões dos modelos numéricos. Pode-se concluir que dentes com menor remoção de estrutura e presença de restaurações adesiva apresentaram maiores valores de resistência à fratura. O padrão de fratura dos dentes com restaurações em resina indireta, em amálgama e não-restaurados foram fraturas catastróficas; no entanto, dentes hígidos e restaurados com cerâmica apresentaram padrão de fratura menos severos. O tipo de preparo e material restaurador influencia diretamente na deformação de cúspides e distribuição de tensões. As restaurações adesivas apresentaram maior similaridade com o comportamento biomecânico dos dentes hígidos, reforçando a estrutura dental, enquanto que as restaurações em amálgama apresentaram comportamento mais similar aos dentes não restaurados.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the fracture resistance, cuspal deformation and stress distribution of endodontically treated maxillary premolar, with direct and indirect MOD preparation and restored with amalgam, composite resin, laboratorial resin and ceramic, and to correlate these methodologies. Seventy human maxillary premolar with similar dimensions were selected and insert in polystyrene resin, simulating the periodontal ligament. The teeth received endodontic treatment and were divided in 7 groups (n=10): H - (control) sound teeth; PD - teeth with preparation mesio-ocluso-distal type (MOD) for direct restorations; PI - teeth with MOD preparation for indirect restorations; AM - teeth with MOD preparation, restored with amalgam; RCD - teeth with MOD preparation, restored with composite resin; RCI - teeth with MOD preparation restored with laboratorial resin; CE - teeth with MOD preparation restored with ceramics. The mechanical test had been submitted the axial of compression-load at 0.5mm/minute until the fracture. The fracture patterns was classified in 4 types. The data of fracture resistance was obtained in Kgf, submitted to the analysis of variance using one-way ANOVA and Tukey's test ($p<0.05$). For the cuspal deformation test, 21 teeth used in previous study of resistance to the fracture with average dimensional standard of the samples had been selected (n=3). Two strain gauges were fixed parallel to the long axis of the tooth on the face buccal and palatine of the tooth. The mechanical test had been submitted the axial of compression at 0.5mm/minute continuous until 150N. Data obtained with maximum application of 150N for analysis of the association of buccal and palatine cusp submitted to the variance analysis and test of Dunnet ($p<0.05$). For analysis for the finite element method, 7 corresponding numerical models had been generated 2D that had been analyzed in software Ansys 7,1; using criterion of von Mises for analysis of the distribution of tensions. Fracture resistance values were: H- $114,7 \pm 23,60^A$; RCD- $94,3 \pm 20,61^B$; RCI- $93,0 \pm 18,40^B$; CE- $78,7 \pm 13,11^C$; AM- $41,5 \pm 16,38^D$; PD- $38,7 \pm 15,11^D$; PI- $22,9 \pm 14,21^E$. Cusp deformation results were: PI- $636,20^A$; PD- $529,87^A$; AM- $462,72$; RCI- $144,99^B$; RCD- $102,01^B$; H- $59,15^B$ e CE- $56,74^B$. Finite elements analysis showed that the removal of structure and

the type of restorative materials had modified the standard of distribution of tensions of the numerical models. Teeth with loss removal of structure and presence of adhesive restorations presented high values of fracture resistance, teeth with indirect resin restorations, amalgam and non-restored they presented catastrophic type of fracture; however, sound and restored teeth with ceramics presented less severe fracture. The type of preparation and restorative material directly influences in the cuspal deformation and stress distribution. The adhesive restorations had presented greater similarity with the biomechanic behavior of sound teeth, strengthening the dental structure, while that the amalgam restorations had presented more similar behavior to teeth non-restored.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A redução de estrutura dental como consequência de cárie, trauma e preparos cavitários influencia negativamente na resistência à fratura do elemento dental (Eakle, 1986; Khera *et al.*, 1990). Outros fatores como abrasão, erosão (Khera *et al.*, 1990), lesões não-cariosas, idade do paciente (Burke, 1992), preparos cavitários extensos (Mondelli *et al.*, 1980) e terapia endodôntica (Khera *et al.*, 1990; Burke, 1992; Eakle *et al.*, 1992; Ortega *et al.*, 2004; Kishen *et al.*, 2004; Wu *et al.*, 2004) podem contribuir para fragilização do dente resultando em fraturas parciais ou totais de cúspides e até mesmo fraturas radiculares de dentes posteriores.

O enfraquecimento ou remoção das cristas marginais provocado pelo acesso endodôntico (Ross, 1980) ou preparo cavitário (Eakle, 1986; Mondelli *et al.*, 1980; Hurmuzlu *et al.*, 2003), associados com a remoção da parede pulpar e dentina radicular devido ao tratamento endodôntico (Burke, 1992; Kishen *et al.*, 2004; Wu *et al.*, 2004; Ross, 1980; Trope *et al.*, 1986) são responsáveis pela maior fragilidade de dentes tratados endodonticamente. Alteração das propriedades físicas e mecânicas da dentina (Burke, 1992; Kishen *et al.*, 2004), a anatomia e o posicionamento do dente no arco dental são fatores que podem contribuir para a determinação da resistência à fratura dental.

A seleção e indicação de materiais restauradores diretos e indiretos envolvem fatores estéticos, financeiros, anatômicos, análise das características biomecânicas dos materiais e das estruturas dentais remanescentes e seu estado de conservação (Soares *et al.*, 2004). Este processo de escolha da técnica e do material mais adequado pode ser dificultado em dentes tratados endodonticamente, pois estes apresentam alta susceptibilidade à fratura (Ross, 1980; Sorensen *et al.*, 1984), com ocorrência envolvendo quase sempre a região de cúspide sem suporte (Reel & Mitchell, 1989).

A deformação de estrutura dental em alta intensidade e frequência pode resultar em ruptura de estruturas com alta rigidez, levando à falha por fadiga. Homewood (1998), concluiu que dentes com acesso endodôntico apresentam maior deformação de cúspide quando comparados a dentes com preparos que envolvam remoção das duas cristas marginais. Utilizando também análise de

deformação de cúspide, Hood (1991), demonstrou que a remoção de estrutura dental durante a confecção de preparos intra-coronários promove aumento nos índices de deformação.

A facilidade técnica, a previsibilidade clínica e propriedades mecânicas favoráveis caracterizaram o amálgama como material restaurador de ampla utilização (Mondelli *et al.*, 1998), apesar de possuir desvantagens como ausência de adesão aos substratos dentais (Jagadish & Yogesh., 1990), alta deformação volumétrica (Eakle, 1986; Trope *et al.*, 1986; Cerutti *et al.*, 2004; Hernandez *et al.*, 1994; Linn & Messer, 1994), não recuperando totalmente a resistência mecânica do remanescente dental (Eakle, 1985; Reeh *et al.*, 1989). Jagadish & Yogesh (1990) relataram que sob função, dentes restaurados com amálgama em preparos complexos apresentaram fraturas de cúspides devido a propagação de microtrincas sob fadiga. Empregando ensaios mecânicos de resistência a fratura, Assif *et al.* (2003) relataram que restaurações em amálgama são eficientes para manutenção da resistência de dentes posteriores tratados endodonticamente quando o preparo envolve o recobrimento de todas as cúspides. Como alternativas ao amálgama tem sido propostas técnicas restauradoras adesivas diretas com resinas compostas, devido a capacidade de adesão às estruturas dentais aumentando a resistência à fratura (Hernandez *et al.*, 1994; Ausiello *et al.*, 1997). Os materiais restauradores poliméricos apresentam módulo de elasticidade similar à dentina (Lambrechts *et al.*, 1987; Abe *et al.*, 2001), sendo esta propriedade mecânica importante na relação tensão-deformação do complexo dente-restauração durante a aplicação de cargas oclusais e no comportamento das estruturas dentais e materiais restauradores (Abe *et al.*, 2001). Vários estudos têm demonstrado que restaurações intra-coronárias de dentes posteriores tratados endodonticamente apresentam maior resistência à fratura quando se utiliza materiais restauradores adesivos diretos, pois promovem reforço às estruturas dentais e cúspides envolvidas no preparo (Eakle, 1986; Hurmuzlu *et al.*, 2003; Morin *et al.*, 1984; Reel & Mitchell, 1989; Hansen, 1988; Schatz *et al.*, 2001; Cerutti *et al.*, 2004).

Entretanto, esta técnica restauradora apresenta limitações que em situações clínicas de maior complexidade pode dificultar a obtenção de contatos proximais (Touati & Aidan, 1997), gerar altos índices de tensões de contração de polimerização (Suliman *et al.*, 1993) e limitar a reprodução anatômica, acabamento e polimento (Leinfelder, 1997). A técnica restauradora direta com compósitos fotoativados pode promover altos índices de tensões de contração de polimerização (McCulloch & Smith, 1986), podendo promover o rompimento da camada híbrida, desencadeando microinfiltração e sensibilidade pós-operatória (Ortega *et al.*, 2004; Wendt, 1991).

Nestes casos a opção por alternativas indiretas empregando cerâmicas odontológicas (Borges *et al.*, 2003) e resinas laboratoriais (Soares *et al.*, 2004) são mais viáveis. As propriedades físicas e mecânicas das restaurações cerâmicas (Dietschi & Moor, 1999; Magne & Belser, 2003), assim como, as vantagens obtidas com a confecção laboratorial de restaurações indiretas em compósito (Touati & Aidan, 1997), associadas à capacidade de adesão e formação de corpo único do complexo dente-restauração promovido pela fixação adesiva (Soares *et al.*, 2004), favorece o reforço potencializando a resistência à fratura de dentes com extensa destruição (Ortega *et al.*, 2004; Magne & Belser, 2003; Soares *et al.*, 2004). As cerâmicas reforçadas pela fina dispersão de partículas de leucita na matriz vítrea são utilizadas desde a década de 90, sendo indicada principalmente para restaurações intra-coronárias e coroas unitárias (Sorensen *et al.*, 1998). Por outro lado, as resinas laboratoriais apresentam composição e propriedades mecânicas similares às resinas compostas, com diferencial na sua manipulação e métodos de fotoativação (Touati & Aidan, 1997). Contudo muitas hipóteses se perpetuam na prática clínica, como a definição de maior resistência ao dente definida simplesmente pelo emprego de técnicas indiretas.

Na análise biomecânica das estruturas dentais e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos para análise da resistência à fratura são importantes meios de análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade. Porém apresentam limitações com relação à obtenção de informações do

comportamento interno do complexo dente-restauração. Parece apropriado para resposta mais precisa à interferências de pequenos fatores no processo restaurador que se empregue associação de metodologias não destrutivas, quer experimentais (Reeh *et al.*, 1989; Medige *et al.*, 1995) ou por análises computacionais (Ausiello *et al.*, 2001; Linn *et al.*, 2001; Magne & Belser., 2003) à ensaios mecânicos convencionais.

A partir da aplicação de carga sobre uma estrutura são geradas tensões que resultam em deformações estruturais, se estas se acentuam ultrapassando o regime elástico pode resultar em ruptura da estrutura. Neste processo, a associação de metodologias representa a possibilidade de analisar seqüencialmente este processo contínuo e cíclico. Algumas tecnologias tem sido empregadas para análise de deformação e deflexão de cúspides, como medidores diretos de deformação (Palin *et al.*, 2005) e extensômetros. De acordo com Sakaguchi *et al.* (1991), um bom método para mensuração de deformações externas é a utilização de extensômetros aderidos na face externa da estrutura dental. Estudos anteriores empregaram extensômetros para análise da influência do tratamento endodôntico (Reeh *et al.*, 1989), materiais restauradores (Obermayr *et al.*, 1991), e tipos de pinos intra-radiculares (Ross *et al.*, 1991). Outra importante ferramenta cada vez mais freqüente na análise de comportamento mecânico de estruturas dentais e materiais restauradores é o método de elementos finitos. Vários estudos têm abordado análises comparativas de elementos finitos de forma isolada (Ausiello *et al.*, 2001; Linn *et al.*, 2001; Magne & Belser, 2003; Ausiello *et al.*, 2004; Lanza *et al.*, 2005; De Jager *et al.*, 2005), associadas com ensaios destrutivos (Soares, 2003; Fennis *et al.*, 2005) ou com ensaios não-destrutivos, como extensometria (Palamara *et al.*, 2002; Lertchirakarn *et al.*, 2003).

Diante deste contexto as hipóteses a serem testadas são: primeiro, que o tipo de preparo cavitário reduz a resistência de pré-molares tratados endodonticamente; segundo, que a técnica restauradora direta ou indireta recupere a resistência dos mesmos em relação a dentes hígidos; terceiro, que deformação de cúspides e distribuição de tensões em pré-molares tratados endodonticamente é influenciada pela perda de estrutura dental e tipo de

material restaurador e quarto, se há correlação entre a concentração de tensões e intensidade de deformação com o padrão de fratura dental.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Resistência a Fratura

Mondelli *et al.*, em 1980, considerando que um dos principais fatores que causam falhas em procedimentos restauradores seja a ocorrência de imperfeições na geometria do preparo cavitário que podem levar a fratura do dente, realizaram um trabalho para avaliar a influência de diferentes configurações de preparos em dentes posteriores na resistência à fratura. Pré-molares receberam preparos classe I, classe II composta e classe complexa com três níveis de abertura vestibulo-lingual, com 1/4, 1/3 e 1/2 da distância intercuspidal de profundidade de 2,5 mm. Todos os preparos cavitários diminuíram a resistência dos dentes de forma inversamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que a remoção de estrutura dental reduz significativamente a resistência à fratura de dentes posteriores.

Ross, em 1980, por meio de estudos clínicos, abordou a susceptibilidade à fratura de dentes tratados endodonticamente sob várias condições clínicas: dentes com e sem uso de pinos, dentes com restaurações em dentes anteriores e posteriores, dentes com preparos extensos e conservadores. Para isso, o autor realizou estudo clínico e radiográfico longitudinal de 102 pacientes em um total de 200 dentes. Cada dente foi examinado por um período 5 anos, ou até a ocorrência da fratura. Após análise dos resultados, foi concluído que a variação de idade do paciente não influenciou na fratura dos dentes tratados endodonticamente. No entanto a forma e geometria do preparo cavitário, o tipo de material restaurador e a intensidade e direção da carga influenciam diretamente no tipo de fratura de dentes tratados endodonticamente.

Larson *et al.*, em 1981, analisaram o efeito do tipo de preparo cavitário e material restaurador na resistência à fratura de pré-molares superiores. Os autores relataram que a quantidade de estrutura dental é inversamente proporcional à resistência à fratura do dente. De acordo com os autores quanto

maior a remoção de estrutura dental menor a resistência à fratura do dente. Os autores relataram também que o tipo de material restaurador e técnica restauradora são fatores importantes para recuperação da resistência à fratura de dentes com preparos intra-coronários.

Por meio de revisão de literatura, Goering & Mueninghoff, em 1983, descreveram critérios para realização de preparos e confecção de restaurações para dentes anteriores e posteriores tratados endodonticamente. Eles relataram que o tipo de restauração para estes dentes depende: (1) da localização do dente no arco, (2) da morfologia da raiz, (3) do grau de destruição coronária I, (4) da quantidade de tensão oclusal e (5) da função do dente. Neste trabalho foi demonstrado que restaurações de amálgama presentes em preparos intra-coronários apresentam maior longevidade e menor risco à fratura quando as cúspides são reduzidas e recobertas com amálgama, pois pré-molares superiores são sujeitos à cargas cisalhantes ou tangenciais, as quais podem promover fraturas catastróficas de cúspides não-funcionais.

Sorensen & Martinoff, em 1984, avaliaram dados de 600 pacientes para estudo retrospectivo de 1273 dentes tratados endodonticamente, sendo a localização do dente no arco e forma que ocorreram as modificações dos procedimentos restauradores, os 2 fatores avaliados. Após coleta de dados, os dentes foram selecionados de acordo com: o tipo de tratamento, restaurações com recobrimento de cúspides e reforços intra-coronários. Os autores encontraram sucesso em 56,0% dos casos em que haviam pré-molares restaurados sem recobrimento oclusal com técnica não-adesiva. Recobrimo-se as cúspides, o sucesso passa a ser de 93%. Conclui-se então, que a variação anatômica e o posicionamento no arco não influenciaram nos resultados, no entanto o recobrimento das cúspides foi fator significativo para o aumento da resistência e longevidade de pré-molares e molares superiores e inferiores tratados endodonticamente e restaurados com restaurações adesivas.

Eakle, em 1985, avaliou o efeito da utilização de restaurações em resina composta e cimento de ionômero de vidro na resistência à fratura de pré-molares superiores com preparos MOD, quando comparados a dentes com cavidades sem restauração (grupo controle). Depois de restauradas as amostras, o autor testou-as através de carregamento axial de compressão em máquina universal de ensaios. A comparação dos resultados do grupo restaurado com resina composta com o controle mostrou que os compósitos são mais eficazes em aumentar a resistência à fratura de dentes preparados, enquanto que o cimento de ionômero de vidro não obteve diferenças significativas em relação ao grupo controle.

No ano de 1986, Eakle avaliou o quanto compósitos, associados a adesivo de esmalte ou adesivo de esmalte e dentina poderiam aumentar a resistência à fratura dos dentes com preparos MOD. Para este estudo selecionou 48 pré-molares com tamanhos semelhantes divididos em três grupos, sendo um para cada técnica restauradora e deixando o terceiro sem restauração, atuando como controle. Submeteu as amostras ao carregamento de compressão em máquina de ensaios universal através de esfera de 4,76 mm, com velocidade de 5 mm/mim. Os resultados obtidos mostraram que apenas os dentes restaurados com resina composta, combinada ao adesivo para esmalte e dentina, mostraram resistência estatisticamente superior aos demais grupos, e entre estes não houve diferenças significantes.

Mccullock & Smith, em 1986, relataram que a utilização de materiais restauradores adesivos diretos, representados pela resina composta, podem ser alternativa importante para recuperação da resistência de dentes posteriores que apresentam perda de estrutura dental provocada pela confecção de preparos intra-coronários. Para isso os autores selecionaram 30 pré-molares superiores humanos, divididos em 3 grupos: dentes hígidos, dentes com preparos MOD e dentes com preparos MOD restaurados com resina composta. Após análise dos resultados os autores concluíram que os dentes restaurados com resina composta apresentaram resistência similar aos

dentes hígidos. Os autores relataram que o resultado encontrado foi promovido pela capacidade dos materiais restauradores adesivos se comportarem como esplintagem interna entre as cúspides do dente.

Trope *et al.*, em 1986, demonstraram, por meio de teste de resistência à fratura, que o tipo de material restaurador direto e a técnica restauradora influenciam nos resultados de resistência à fratura de pré-molares superiores tratados endodonticamente. Para isso, os autores empregaram carga tangencial com 150° até a fratura, utilizando 100 pré-molares tratados endodonticamente com preparos MOD e restaurados: G1- com amálgama; G2- com resina composta sem utilizar condicionamento ácido; G3- com resina composta utilizando condicionamento ácido; G4- com resina composta utilizando condicionamento ácido e sistema adesivo; G5- com resina composta utilizando condicionamento ácido, sistema adesivo e amálgama como material de base. Foi concluído que pré-molares restaurados com resina composta sem a utilização de condicionamento ácido e hibridização do complexo dentina/esmalte resultaram em resistência à fratura similares aos pré-molares restaurados com amálgama. No entanto, quando foi empregada técnica restauradora adesiva com resina composta, os valores de resistência à fratura foram significativamente superiores.

Lambrechts *et al.*, em 1987, realizaram estudo analisando a performance clínica de dentes posteriores restaurados com resina composta. Entre outros fatores, foram analisados: adaptação marginal, resistência ao desgaste e à fratura. Os autores observaram que independente do tipo de material restaurador polimérico utilizado, as restaurações tornavam-se insatisfatórias entre 5 e 10 anos, tendo como principal fator o desgaste mecânico. Neste estudo não foram encontradas fraturas severas de dentes posteriores restaurados com resina composta, devido segundo os autores, a capacidade de adesão do material às estruturas dentais e ao módulo de elasticidade da resina composta apresentar similaridade ao da dentina.

Hansen, em 1988, realizou estudo que investigou a freqüência de fratura de cúspides de pré-molares tratados endodonticamente e preparos MOD restaurados com amálgama e resina composta. Para isso, foi coletado o material com 8 cirurgiões dentistas entre maio de 1986 e fevereiro de 1987, por meio de estudo retrospectivo. Os dentes selecionados apresentavam somente preparos MOD, tratamento endodôntico e a restauração, totalizando 221 pré-molares superiores. Mais de 70% dos dentes restaurados com amálgama fraturaram nos primeiros 3 anos após a confecção da restauração. Houve diferença significativa, pois a quantidade de fraturas encontradas para os dentes restaurados com amálgama foi maior, em comparação com os dentes restaurados com resina composta. A primeira fratura com dentes restaurados com resina composta ocorreu próximo ao 10º ano após a confecção da restauração. O autor concluiu que, clinicamente, a restauração com resina composta é opção favorável para substituição de restaurações com amálgama.

Reel e Mitchell, em 1989, estudaram a resistência à fratura de pré-molares com preparos MOD restaurados com resina composta em diferentes procedimentos (uso ou não de adesivos), empregando sempre uma técnica de incremento único. Os dentes preparados mas não restaurados apresentaram resistência à fratura menor que todos os outros grupos. Não houve diferença entre os grupos restaurados com resina, independente do uso ou não de adesivo, provavelmente devido à técnica restauradora e ao alto grau de contração dos materiais usados. Os autores concluem que preparos MOD enfraquecem a estrutura dental e que o biselamento do ângulo cavo superficial não promove aumento da resistência dental. Demonstram ainda que adesivos dentinários não apresentaram melhores desempenho que os adesivos para esmalte.

Em 1990, Jagadish & Yogesh, comparam a resistência à fratura de dentes com preparos de classe II restaurados com ionômero de vidro reforçado com prata, resina composta para dentes posteriores e amálgama. Selecionaram pré-molares superiores extraídos, com dimensões pré-

estabelecidas e divididos aleatoriamente em cinco grupos: (1) dentes íntegros, (2) dentes somente preparados, (3) amálgama, (4) resina composta, (5) ionômero. Os dentes dos grupos 2 e 5 receberam preparos ideais MO ou DO. Aplicaram aos grupos, após as restaurações carregamento de compressão através de duas barras metálicas de 2 mm de diâmetro cada com velocidade de 0,1 mm/mim até a fratura do espécime. Com os resultados obtidos, os autores puderam concluir que a resina composta produziu a melhor resistência à fratura do dentes, seguida, em ordem decrescente, pelo ionômero de vidro, dente intacto, amálgama e dentes apenas com preparo. Os autores também afirmam que a resistência que a resina composta e o ionômero de vidro parecem aumentar a resistência original do dente quando usados como material restaurador.

Neste mesmo ano, Hansen & Asmussen, realizaram estudo retrospectivo com finalidade de aprofundar os conhecimentos em relação à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com resina composta. Todos os dentes observados neste estudo possuíam restaurações MO, OD ou MOD em resina composta sem proteção de cúspide. Após as avaliações, os autores observaram que a técnica do condicionamento ácido tende ser melhor opção que o amálgama para restaurar dentes tratados endodonticamente, principalmente aqueles com cavidade do tipo MOD.

De acordo com Khera *et al.*, em 1990, vários fatores contribuem para a fratura de cúspides dentárias: cárie, abrasão, erosão, maloclusão, acidentes, forças mastigatórias excessivas, preparos cavitários extensos, inlays MOD, relacionamento oclusal traumático, envelhecimento, e desidratação decorrente de tratamento endodôntico. Afirmam ainda que os fatores mais associados com fraturas são extensas restaurações e lesões de cárie, sendo que as cúspides não-funcionais são as de maior tendência à fratura. De acordo com o pressuposto de que a anatomia dentária deve ser parcialmente responsável pela susceptibilidade à fratura, os autores analisaram: a existência de diferença na espessura das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre

a inclinação das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre a espessura do esmalte das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre a inclinação da junção amelo-dentinária das cúspides vestibular e lingual. Os resultados mostraram diferenças entre os parâmetros analisados, entretanto os autores afirmam que normalmente as fraturas ocorrem em situações específicas de alta carga sobre os dentes ou quando uma oclusão não guiada pelo canino leva ao contato cúspides enfraquecidas. No geral observou-se: 1) as cúspides funcionais, exceto dos pré-molares superiores, são mais espessas que as não-funcionais, sendo mais resistentes; 2) as cúspides não funcionais dos molares e funcionais dos pré-molares superiores têm inclinações maiores e portanto são mais resistentes; 3) a espessura do esmalte foi tida como maior nas cúspides funcionais do que nas não-funcionais, o que as torna mais resistentes, exceto nos 2^{os} pré-molares inferiores; 4) a angulação da junção amelo-dentinária não foi significativa nos dentes superiores, mas somente nos inferiores. Concluíram atestando que apesar de nos molares a cúspide não-funcional fraturar mais que a funcional, isto pode ser devido a sua anatomia, mas principalmente ao enfraquecimento existente. Sugerem ainda que as dimensões de uma restauração, no que diz respeito à abertura de caixa, número de superfícies envolvidas, e profundidade de desgaste são diretamente relacionados com a frequência de fraturas.

Hood em 1991, realizou estudo clínico analisando a biomecânica de dentes intactos, preparados e restaurados. O autor relata que a prática da odontologia restauradora sofre modificações devido a vários fatores, como por exemplo a técnica restauradora. Essas alterações incluem: epidemiologia da cárie dental frente à presença de flúor, a validade de novos equipamentos e técnica para a confecção de preparos cavitários e evolução dos materiais restauradores. Este estudo relata que o conhecimento das propriedades mecânicas dos materiais restauradores e das técnicas restauradoras favorece o tratamento de dentes que sofreram remoção de estrutura. A biomecânica aplicada ao procedimento restaurador está diretamente relacionada ao conhecimento clínico reabilitador.

Wendt, em 1991, realizou estudo de microinfiltração e resistência à fratura de cúspides de pré-molares restaurados com inlays de resina laboratorial. O autor selecionou 120 pré-molares superiores que receberam preparos classe II MOD que foram divididos em 12 grupos (n=10): grupo controle positivo (hígido), grupo controle negativo (preparo MOD), inserção de resina composta direta em incremento único, inserção de resina composta com técnica incremental, restaurações indiretas com resina laboratorial, realização de forramento com ionômero de vidro antes da cimentação da inlay de resina laboratorial. Após análise de microinfiltração, foi observado que, as restaurações indiretas com resina laboratorial sem o forramento com ionômero de vidro apresentaram menores índices de microinfiltração. Após ensaio de resistência à fratura foi observado que não houve diferença entre dentes restaurados direta e indiretamente com resina composta, sendo que nenhum tipo de restauração conseguiu recuperar a resistência à fratura quando comparados com os dentes hígidos.

Analisando vários aspectos da fratura dental, *in vivo* e *in vitro*, Burke, em 1992 em uma revisão da literatura, relata que a fratura dental tem tomado grande importância clínica desde que os dentes têm permanecido mais tempo na boca dos pacientes. As fraturas podem ser completas, em que parte da cúspide ou ela inteira destaca-se do dente, ou incompleta, permanecendo oculta e dificultando enormemente seu diagnóstico. Segundo o autor, diversos fatores são responsáveis pelas fraturas dentais: contato excessivo entre as cúspides dos dentes posteriores em movimentos mandibulares excêntricos, restaurações extensas, desgaste, maloclusão, desidratação decorrente de tratamento endodôntico e planos inclinados ou fossas proeminentes nos dentes. Entretanto cita a cárie e preparos extensos como os fatores mais importantes. O autor demonstra que os estudos utilizam grande diversidade de métodos de aplicação de carga, sendo que estas podem ainda ser aplicadas sobre a restauração ou sobre as superfícies dentais. Caso o carregamento seja aplicado sobre o dente, as cúspides vestibulares e linguais são submetidas a tensões na interface restauração/dente. Por outro lado, caso aplicada sobre a

restauração, esta pode absorvê-la e a transferir para o dente, havendo também tensões na interface restauração/dente. Nesta revisão, o autor menciona parte de sua tese em que analisa as configurações ideais de preparo para restaurações indiretas em resina, comprovou que o recobrimento de 2mm das cúspides elevou a resistência à fratura a valores comparáveis aos de dentes hígidos.

Em meados de 1992, Eakle *et al.*, desenvolveram estudo para verificar se o amálgama adesivo aumentaria a resistência à fratura de dentes com preparos MOD. Selecionaram quatorze pares de pré-molares colaterais, e para cada par, restauraram um dos dentes com amálgama adesivo. Submeteram as amostras a termociclagem testando-as, então, mecanicamente até a fratura. Os autores puderam concluir que a técnica adesiva apresenta maior eficiência em reforçar o remanescente dental.

Sedgley & Messer, em 1992, publicaram trabalho questionando a fragilidade de dentes tratados endodonticamente. Este estudo comparou propriedades biomecânicas (resistência ao cisalhamento, tenacidade à fratura, dureza e resistência à fratura) de 46 dentes tratados endodonticamente. A média do tratamento endodôntico era de 10 anos. Os dentes foram divididos em 2 grupos (n=23), sendo um grupo com dentes tratados endodonticamente, e outro representava os respectivos pares colaterais com vitalidade. Após a realização dos testes, apenas a dureza do dente tratado endodonticamente foi 3,5% menor. A similaridade entre as propriedades biomecânicas dos dentes tratados endodonticamente com seus respectivos pares colaterais indicou que o dente não se torna mais frágil após a realização do tratamento endodôntico.

Hernandez *et al.*, em 1994, mediram resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente, restaurados com resina composta associada ou não a sistemas adesivos e amálgama adesivo. Submeteram sessenta dentes ao tratamento endodôntico e preparo MOD ao nível da embocadura dos canais radiculares, dividindo-os, em seguida em seis grupos com igual número de

amostras, de acordo com a restauração que receberiam. Submeteram as amostras aos testes de fratura, e observaram melhores resultados para os grupos restaurados com novos sistemas adesivos, que, segundo os autores, apresentaram grande força de adesão, relacionada à habilidade destes materiais em produzir íntima retenção micromecânica e não à formação de retenções no interior dos túbulos dentinários.

No ano seguinte, em 1997, Leinfelder publicou discussão de novos sistemas de resina indireta que apresentavam desenvolvimento na quantidade de desgaste e performance clínica, buscando substituir as restaurações em cerâmica. Ele também discutiu nova forma de desenvolvimento das resinas compostas para dentes posteriores como substitutas ao amálgama. Ele afirma durante a revisão que uma das principais limitações das restaurações diretas em dentes posteriores é a dificuldade de obtenção de pontos de contato e a contração de polimerização. Ele avaliou em sua revisão dois novos sistemas de compósitos indiretos Artglass e BelleGlass HP comparando-os com sistemas diretos e porcelanas. O autor pôde concluir que dados clínicos e laboratoriais têm demonstrado a eficiência destes materiais em direção à substituição das restaurações em porcelana, o que permitiria seu uso para substitutos para ligas metálicas. Ele afirma que estes sistemas são muito recentes e não possui boa quantidade de avaliações longitudinais, que é necessária para confirmar seu uso em substituição às porcelanas.

Ausiello *et al.*, em 1997 avaliaram a resistência à fratura de cúspides de pré-molares superiores, enfraquecidos por tratamento endodôntico e posteriormente restaurados com diversos materiais adesivos. Para este estudo, selecionaram 72 dentes extraídos que receberam tratamento endodôntico e preparo de cavidade tipo MOD, exceto um grupo de dentes intactos que serviram como controle. Em seguida, restauraram as cavidades com várias combinações de resina composta e ionômero de vidro, amálgama e sistemas adesivos e compósitos com seus respectivos sistemas adesivos. Submeteram, então, os espécimes ao teste de compressão. Os resultados mostraram os

maiores valores de resistência para o grupo de dentes íntegros, e os menores para o grupo de dentes preparados não restaurados. Os grupos restaurados com adesivos dentinários em combinação com resinas compostas não apresentaram diferenças estatísticas com o grupo controle, enquanto que a técnica do amálgama-adesivo obteve o pior resultado entre os grupos restaurados.

No ano de 1998, Mondelli *et al.* avaliaram a resistência à fratura de pré-molares humanos superiores, restaurados com amálgama com e sem cobertura de cúspides, quando submetidos ao carregamento de compressão axial. Dividiram os dentes em três grupos: (A) dentes íntegros, (B) remoção do teto da câmara pulpar e preparo MOD, restaurado com amálgama e (C) com o mesmo preparo do grupo B acrescido da redução de cúspides e também restaurado com amálgama. Armazenaram os dentes por 48 horas antes de os testarem em máquina universal de ensaios através de esferas de aço de 4 mm com velocidade de 0,5 mm/min até fraturarem. Os resultados mostraram que todos os grupos apresentaram diferença estatística entre si, e ficaram organizados, em ordem decrescente de resistência à fratura da seguinte maneira: grupo A, grupo C e grupo B. Os autores também afirmaram que todas as fraturas do grupo C ocorreram em amálgama, preservando a integridade do remanescente.

Por meio de estudo clínico, Homewood, em 1998, analisou a síndrome da fratura dental relacionando a incidência, implicações clínicas e tipo de tratamento com as forças aplicadas na dentição posterior. Sessenta e dois dentes foram acompanhados durante 15 meses, todos apresentavam história indicativa de síndrome da fratura dental. Este estudo demonstrou que a síndrome da fratura dental acomete três vezes mais dentes com restaurações que apresentam perda de 1 e/ou 2 cristas marginais, quando comparados com dentes que apresentaram restaurações oclusais. Em todos os casos que apresentavam síndrome da fratura dental, as restaurações com amálgama recobrimo as cúspides ou restaurações intra-coronárias com resina composta,

apresentaram sucesso com relação ao acompanhamento da propagação das trincas e fraturas severas. Os autores relataram também que a conservação de estrutura dental durante a confecção de preparos cavitários é importante para a prevenção da síndrome da fratura dental; e que a metodologia empregada permitiu que apenas 5% de todas as trincas não foram evidenciadas.

Objetivando avaliar a influência de pinos intra-radiculares pré-fabricados na resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente, Carlini, em 1999, empregou a reprodução artificial do ligamento periodontal. O processo descrito é iniciado com o recobrimento da raiz com uma fina camada de cera nº. 7, obtido pela imersão do dente em um recipiente contendo cera plastificada. O dente foi então fixado a um delineador, com objetivo de posicioná-lo corretamente na inclusão em cilindro de PVC. O cilindro é invertido em uma placa perfurada e preenchido com resina de poliestireno. Após a polimerização, o dente foi retirado do cilindro, com água aquecida e limpo com jatos de bicarbonato e água. Para fixação do dente e reprodução do ligamento periodontal foi empregado um adesivo à base de Uretano, utilizado na colocação de vidros automotivos. O autor relatou que a reprodução do ligamento periodontal tornou o padrão de fratura mais semelhante ao que se verifica clinicamente.

Steele & Johnson, em 1999, relataram que a recente introdução de novos sistemas adesivos conduziu alguns autores a sugerir que dente tratado endodonticamente poderia ser restaurado com uma restauração adesiva como alternativa ao uso de coroa total ou onlay. Para analisar a resistência à fratura de 56 pré-molares superiores intactos e livres de cárie foram tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em sete grupos que foram restaurados como segue: 1- dentes hígidos; 2- apenas com acesso ao canal; 3- preparo MOD e RCI; preparo MOD, RCI, e restauração de amálgama; preparo MOD, RCI, e amálgama com 4-META agente unindo; preparo MOD, RCI, e restauração de resina composta; e preparo MOD, e resina composta com sistema adesivo a base de 4-META. Os dentes foram submetidos à carga de

compressão em máquina de ensaio universal. Dentes hígidos e os dentes com preparo restrito ao acesso demonstraram resistência à fratura semelhantes. Dentro das condições deste estudo não houve nenhuma diferença significativa na resistência à fratura entre os grupos experimentais.

Em 2001, Schatz *et al.*, observaram 305 dentes humanos anteriores e pré-molares, extraídos, em relação à sua resistência à fratura dinâmica. Levaram em consideração aspectos morfológicos, como classe anatômica e comprimento da raiz, e fatores pato-anatômicos, com trauma, abrasão oclusal e cervical, restaurações de amálgama e resina composta, e danos resultantes de impactos traumáticos prévios. Incluíram os dentes e submeteram estes ao teste de fratura em máquina de teste por impacto pendular. Os autores puderam, através dos resultados, concluir que os incisivos superiores têm menor resistência ao impacto, e que caninos superiores apresentam maior resistência. Os pré-molares ficaram na faixa intermediária de resistência ao impacto. Os autores também observaram que restaurações com compósitos aumentaram a resistência à fratura enquanto que restaurações de amálgama têm efeito de enfraquecimento.

Pilo *et al.*, em 2002, realizou o estudo analisando o efeito do tipo de material de preenchimento à resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Para isso quarenta pré-molares inferiores foram extraídos e divididos em quatro grupos. Após tratamento endodôntico, foi inserido pino metálico e o núcleo de preenchimento foi confeccionado com amálgama e resina composta. Posteriormente, foi realizado o teste de resistência à fratura e foi observado que a rigidez do material não influencia a resistência à fratura da estrutura. No entanto, o padrão de fratura das amostras que apresentavam resina composta como núcleo de preenchimento foi menos severo quando comparados com amálgama.

Assif *et al.*, em 2003, realizaram experimento utilizando método de aplicação de carga tangencial de compressão para análise da resistência à fratura de molares humanos tratados endodonticamente e restaurados com amálgama, variando o tipo de preparo cavitário, assim sendo: G1-Preparo para acesso endodôntico; G2-Remoção de todas as cúspides; G3- Preparo cavitário mesial; G4-Remoção da cúspide mésio-lingual e cavidade mesial; G5-Remoção da cúspide mésio-vestibular e cavidade mesial; G6-Preparo das cavidades mesial e distal; G7-Remoção das cúspides mésio-vestibular, mésio-distal e cavidade mesial; G8-Remoção da cúspide lingual, cavidade mesial e distal; G9-Remoção da cúspide vestibular, cavidade mesial e distal. Todas as amostras foram restauradas com amálgama. Aplicou-se carga com 30° de inclinação à 2,0mm/min, até a fratura. De acordo com os autores, a redução de estrutura dental promovida pela extensão dos preparos, reduz a capacidade dos dentes de suportar a aplicação de carga destrutiva, principalmente quando associada quando tratamento endodôntico. Os resultados deste estudo demonstraram que molares tratados endodonticamente com acessos conservadores e molares que tiveram todas as cúspides removidas e foram restaurados com amálgama apresentaram os maiores valores de resistência à fratura com simulação de aplicação de carga oclusal.

Objetivando mensurar a resistência à fratura de pré-molares superiores tratados endodonticamente restaurados com amálgama e resina composta, Hurmuzlu *et al.*, em 2003, selecionaram 60 pré-molares hígidos, realizaram o tratamento endodôntico e dividiram em 6 grupos (n=10), variando a técnica restauradora. Trinta pré-molares receberam alívio do conduto radicular em 2,0 mm, o qual foi preenchido com amálgama e resina composta respectivos de cada grupo; o que eles denominam restauração corono-radicular; enquanto que os outros 30 pré-molares receberam preparos MOD convencionais. O dispositivo de aplicação de carga não foi mencionado, a velocidade foi de 1,0 mm/min com 150° de inclinação até a fratura. O alívio de 2 mm do conduto influenciou negativamente, reduzindo os valores de resistência à fratura para restaurações em amálgama e resina composta. No entanto, comparando os

preparos MOD convencionais, pode-se observar que restaurações adesivas apresentam valores significativamente superiores às restaurações em amálgama.

Soares, em 2003, avaliou a influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de molares restaurados com restaurações indiretas estéticas. Noventa molares inferiores humanos hígidos foram incluídos em resina de poliestireno e com material elastomérico foi reproduzido o ligamento periodontal. O grupo 1 foi constituído por dentes hígidos e os demais grupos definidos por preparos; 2) inlay conservador; 3) inlay extenso; 4) onlay com abertura conservadora [G2] com cobertura da cúspide mésio-vestibular; 5) onlay com abertura extensa [G3] com cobertura da cúspide mésio-vestibular; 6) onlay com abertura conservadora [G2] com cobertura de todas as cúspides vestibulares; 7) onlay com abertura extensa [G3] com cobertura de todas as cúspides vestibulares; 8) overlay com abertura conservadora [G2] - cobertura de todas as cúspides; 9) overlay com abertura extensa [G3] - cobertura de todas as cúspides. Os dentes foram moldados, as restaurações confeccionadas em cerâmica, Cergogold (Degussa), e então fixadas adesivamente. Após a fixação, os corpos-de-prova foram armazenados a 37°C em 100% de umidade por 24 horas e então submetidos ao ensaio de fratura em máquina de ensaio universal, EMIC DL-2000, com velocidade de 0,5 mm/minuto. Na análise de elementos finitos foi produzido desenho de um corte vestibulo-lingual de molar inferior com dimensões representativas dos dentes selecionados. O desenho foi digitalizado em aplicativo MycroStation, reproduzindo os grupos 1, 2, 3, 4, 7, 8 e 9, que receberam restaurações em cerâmica e cerômero, sendo submetidos a ensaios de tensões através de elementos finitos. Os valores de resistência à fratura demonstraram que o grupo de dentes hígidos apresentou resistência significativamente superior aos demais grupos. Verificou-se significância para o fator tipo de preparo, para a interação entre os fatores extensão e tipo de preparo e não houve significância para o fator extensão isoladamente. O fator extensão do preparo foi significativa apenas para os preparos onlay com

recobrimento de apenas uma cúspide e overlay. Em relação à abertura conservadora, o preparo onlay recobrindo apenas uma cúspide apresentou a menor resistência quando comparado ao inlay e onlay recobrindo duas cúspides. Por outro lado, em relação à abertura extensa, o preparo do tipo overlay mostrou menor resistência que os demais com diferença significativa em relação aos preparos inlay e onlay que envolvia as duas cúspides vestibulares. A análise comparativa para o padrão de distribuição de tensões para a análise em MI mostrou que houve sensível concentração de tensões na cúspide funcional e que as diferentes configurações de preparo mostraram pequenas variações da distribuição de tensões nesta região. Já no movimento de lateralidade, as tensões foram acentuadas nos modelos com abertura extensa. Quando se comparou o efeito do material restaurador, verificou-se maior concentração de tensões no interior da restauração cerâmica e maior transmissão de tensões à estrutura dental para as restaurações em cerômero. O autor conclui que ao analisar a concentração de tensões verificadas no MEF e as características de fraturas ocorridas nos ensaios mecânicos observou-se a existência de correlação direta entre os resultados dos métodos de estudo.

Soares et al., em 2004, realizaram estudo comparando restaurações indiretas em molares inferiores com diferentes conformações de preparos cavitários empregando teste mecânico de resistência à fratura. Os autores avaliaram a remoção de estrutura variando o tipo de preparo, restaurando os dentes com resina laboratorial e restauração cerâmica. Os autores observaram que o quanto maior a remoção de estrutura, para restaurações intra-coronárias, menor foram os valores de resistência a fratura. As restaurações em resina laboratorial apresentaram comportamento mecânico mais catastrófico, após análise do padrão de fratura, quando comparadas com as restaurações cerâmicas.

Segundo Ortega *et al.*, em 2004, a redução de estrutura dental como consequência de cárie dental e preparos cavitários pode reduzir a resistência à fratura, especialmente em pré-molares tratados endodonticamente com

preparos MOD. A perda das cúspides marginais associadas com a perda da parede pulpar, devido ao acesso endodôntico, podem aumentar a incidência de fratura nestes dentes. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fratura de pré-molares restaurados com inlays (MOD) de cerâmica (IPS EMPRESS 2) e cerômero (Targis), cimentados com três tipos de cimentos adesivos duais (Enforce, Variolin K II, Panavia F); todos tratados endodonticamente. Foram selecionados 60 pré-molares hígidos, divididos em 6 grupos. Após confecção das restaurações, as amostras foram termocicladas (300 ciclos à 5° e 55 °) e submetidos à carga axial de compressão com cilindro metálico de 8 mm de diâmetro à 0,5 mm/mim até à fratura. Os maiores resultados de resistência à fratura foram obtidos com a associação Enforce/Targis (107,5 Kgf) e Enforce/Empress 2 (90,2 Kgf), seguidos de Variolin K II/Targis (86,4 Kgf) e Variolin K II/Empress 2 (84,0 Kgf) e Panavia F/Targis (8204 Kgf) e Panavia F/Empress 2 (76,7 Kgf). A cúspide lingual fraturou em 55 dos 60 pré-molares e a maioria das fraturas foram coesivas. O tipo de cimento não influenciou no padrão de fratura.

Relatando que fraturas verticais de raiz ocorrem ocasionalmente em dentes tratados endodonticamente, Wu *et al.*, em 2004, selecionaram 200 pré-molares, os quais foram separados de acordo com a posição no arco, formato da raiz e volume da coroa. As amostras foram inseridas em cilindros de resina acrílica e receberam aplicações de carga axial com esfera de 5 mm de diâmetro e velocidade de 1,0 mm/mim até a fratura. Antes do teste de fratura todos os dentes foram tratados endodonticamente, sendo que a esfera contactou a região correspondente ao orifício da abertura coronária, a qual não foi restaurada. Vinte dentes de cada análise foram selecionados como grupo controle. Após realizado o ensaio mecânico, os autores concluíram que pré-molares inferiores tratados endodonticamente apresentaram maiores índices à fratura vertical de raiz, independente da posição no arco, do formato da raiz e do volume da coroa, quando comparados com pré-molares não tratados do grupo controle.

De acordo com Schwartz & Robbins, em 2004, a restauração de dentes tratados endodonticamente é um tópico extensivamente estudado e apresentam controvérsias de algumas perspectivas. Os autores realizaram revisão da literatura que abrange 130 artigos, dos quais foram obtidos informações importantes e recomendações em relação ao planejamento de restaurações de dentes tratados endodonticamente, influência do tipo de materiais, da anatomia e tipo de dente, indicação e técnica de utilização de retentores intra-coronais. De acordo com os autores é possível adquirir altos índices de sucesso clínico com restauração de dentes tratados endodonticamente, no entanto, os autores relataram e comprovaram a fragilidade dos dentes com tratamento endodôntico e ressaltam a importância do emprego de materiais biomecanicamente bem indicados.

Soares *et al.*, em 2005, analisaram a influência do método de inclusão e de reprodução do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura, empregando incisivos bovinos. Oitenta dentes foram selecionados, 40 foram incluídos em resina acrílica e a outra metade em resina de poliestireno. Quatro métodos de simulação do ligamento periodontal foram executados: 1-Sem ligamento; 2 – Material de moldagem a base de poliéter, Impregum F; 3 – Material de moldagem a base de polissulfeto, Permelastic; 4 – Material de fixação de vidros automotivos a base de borracha de poliuretano, sendo produzida dez amostras por grupo. Os corpos de prova foram armazenados por 24 horas em 100% de umidade e então foram submetidos a um carregamento na porção palatina, de forma tangencial, reproduzindo o carregamento presente nos dentes superiores anteriores. Os testes foram realizados em máquina de ensaio universal Instron 4411, com velocidade de 0,5mm/minuto até a fratura. Os padrões de fraturas foram classificados em relação a parâmetros pré-estabelecidos: a - fratura coronária; b - fratura na transição da coroa para o cilindro de resina; c - fratura com invasão parcial do espaço biológico; d - fratura radicular. Os resultados demonstram que o método de inclusão e o procedimento de reprodução do ligamento periodontal podem influenciar nos testes de resistência à fratura. O valor de resistência à fratura foi pouco

influenciado pela presença do ligamento, porém o padrão de fratura foi altamente influenciado pela reprodução do ligamento periodontal. Os autores concluíram que a associação da inclusão com resina de poliestireno e a reprodução do ligamento com Impregum F parece ser o mais indicado para os testes de resistência à fratura.

2.2. Extensometria

Morin *et al.*, em 1984, realizaram experimento com a fixação de extensômetros em 12 pré-molares superiores nos quais foram realizados preparos MOD. Um carregamento oclusal foi realizado por meio de prensa hidráulica e a flexão das cúspides foi mensurada usando-se um extensômetro. Dois procedimentos restauradores adesivos e três não adesivos foram testados para cada dente. Os dois procedimentos adesivos mostraram significativamente maior reforço às cúspides que os procedimentos não adesivos. Entre os procedimentos não adesivos existiu sensível variação com restauração em resina não aderida mostrando capacidade de reforço da estrutura dental. A deformação nas cúspides submetida a carregamento oclusal em restauração aderida pelo processo de condicionamento ácido mostrou-se menos nociva que quando comparada a procedimentos não adesivos.

Reeh *et al.*, em 1989, realizaram estudo que analisou a influência do tratamento endodôntico e procedimentos restauradores na rigidez de pré-molares superiores com preparos MOD. Os autores relataram que dentes tratados endodonticamente são mais susceptíveis à fratura como resultado da perda de estrutura dental e vitalidade pulpar. Para isso 42 pré-molares superiores humanos foram selecionados, os quais receberam 2 extensômetros colados nas cúspides vestibulares e palatinas para ensaios de extensometria. A carga oclusal compreensiva foi aplicada com esfera de 6,3 mm de diâmetro, com carga de 0 a 111N e velocidade de 37 N a cada 3 seg. Os dentes foram separados em 6 grupos; os quais avaliaram acesso endodôntico, instrumentação,

obturação, preparo MOD e dente hígidos. O cálculo da rigidez relativa foi mensurado pela divisão da máxima deformação do dente hígido pela máxima deformação da condição testada. Foi demonstrado que o procedimento endodôntico reduz apenas 5% da rigidez original, enquanto que o preparo MOD reduz em 60% a rigidez de pré-molares superiores.

Assif *et al.*, em 1990, relataram que a coroa dental é enfraquecida com a realização de preparos envolvendo caixa oclusal e caixas proximais, aumentando também as chances de fratura de cúspides. De acordo com os autores, a remoção de estrutura dental promove aumento da deflexão das cúspides após realização de preparos cavitários. Sete pré-molares foram selecionados, realizados preparos MOD, que posteriormente seriam restaurados com amálgama. Extensômetros foram colados na base da cúspide vestibular em $\frac{1}{4}$ de ponte. Foram mensuradas as deformações durante a inserção do amálgama e, 24 horas após, durante a sua remoção. Os autores observaram que a inserção e deformação do amálgama geram cargas estatísticas nas paredes do preparo promovendo deformação permanente das cúspides. Após a remoção de amálgama, todos os 7 dentes apresentaram recuperação elástica completa das cúspides.

Ross *et al.*, 1991, empregaram extensômetros para calcular deformações geradas durante a inserção de 5 tipos de pinos em incisivos centrais superiores para isso, foram selecionados 25 incisivos divididos em 5 grupos. As coroas foram removidas deixando um remanescente cervical de 1 mm de altura. O tratamento endodôntico foi realizado em todos os dentes e posteriormente foram fixados 2 extensômetros na face mesial e distal de cada raiz. Os extensômetros então foram conectados a um circuito de resistores (Ponte de Wheatstone). Os dentes foram restaurados com pinos: Para-Post, Flexi-Post, Vlock-Post, Kurer Fin e Radix. As deformações geradas durante a inserção dos pinos foram obtidas e comparadas para os 5 grupos empregando análise de variância de fator único. As deformações máximas foram obtidas

com a inserção do pinos Kurer Fin e Radix sendo significativamente superiores às deformações induzidas pela inserção dos outros pinos.

Obermayr *et al.*, em 1991, analisaram fratura vertical de raiz e deformação relativa da estrutura dental durante a obturação do canal radicular e cimentação de pino. Os autores relataram, dentre várias etiologias causadoras da formação de trincas e fraturas verticais de raiz, estão à pressão exercida durante a inserção do pino e as forças excessivas provocadas durante a condensação lateral. Trinta e dois incisivos centrais superiores receberam tratamento endodôntico e foram divididos em um grupo negativo (sem tratamento), positivo (dente hígido) e mais dois grupos experimentais: somente condensação lateral e condensação lateral + cimentação de pino de ouro. As deformações relativas foram mensuradas por meio de 2 extensômetros colados na face mesial e distal de cada raiz antes da inserção do dente em dispositivo para realização do teste mecânico. Foi aplicada carga tangencial na face palatina de cada dente para posterior análise de fraturas completas e incompletas da estrutura dental. Os dentes que tiveram a inserção do pino apresentaram os maiores índices de deformação. Não houve correlação direta entre a sequência de procedimentos, o acúmulo de tensões e a incidência de fratura vertical da raiz.

Suliman *et al.*, em 1993, realizaram estudo da movimentação de cúspides em pré-molares superiores sob o efeito da contração de polimerização em restaurações com resina composta, do tamanho da cavidade e das condições de hidratação em preparos MOD. Um microscópio montado a um micrômetro foi usado para mensurar a deflexão de cúspides durante 14 dias após a fotoativação das restaurações de resina composta. A largura intercuspídea reduziu a partir do primeiros minutos após a fotoativação da resina composta e aumentou gradativamente durante o período de 14 dias. Dentes com cavidades pequenas apresentaram menor deflexão de cúspides do que os dentes com cavidades largas e a recuperação da posição original das cúspides foi completa ou quase completa somente nos dentes com pequenas

cavidades. Os dentes hidratados e restaurados recuperaram mais rapidamente de forma completamente a posição original das cúspides do que os dentes secos.

Em 1994, Linn & Messer, relataram que molares tratados endodonticamente são mais susceptíveis à fratura devido à redução de estrutura durante o tratamento. Este estudo avaliou a efetividade das cristas marginais durante os ensaios mecânicos de resistência à fratura e de formação de cúspides por meio de extensimetria, assim como, a influência do tipo de material restaurador. Para tanto, foram selecionados 36 molares hígidos, os quais foram divididos em 6 grupos (n=6): G1- Amálgama (MO), G2- Amálgama (MO - recobrimento cúspide), G3- Onlay de ouro (MO), G4- Amálgama (MOD), G5- Amálgama (MOD com recobrimento de cúspide), G6- Onlay de ouro (MOD). Quatro extensômetros foram aderidos em cada dente para mensuração das deformações. Os dentes receberam carregamento axial com esfera de aço de 6,4 mm de diâmetro, com velocidade de 20 N/s; até 100 N para o ensaio de extensimetria e, posteriormente, até a fratura da amostra. Não houve diferença estatística para o teste de resistência à fratura e deformação de cúspides entre restaurações MO de amálgama com ou sem recobrimento de cúspide. No entanto, dentes com recobrimento de cúspides para preparos MOD apresentaram maiores valores de resistência à fratura e menor deformação de cúspide quando restaurados com Onlays de ouro e MOD de amálgama com recobrimento. Os menores valores de resistência à fratura e os maiores valores de deformação de cúspides foram obtidos com preparos MOD e restaurações intra-coronárias de amálgama.

Avaliando o efeito da deformação de cúspides influenciado pelo tipo de material restaurador, Medige *et al.*, em 1995, selecionaram 30 pré-molares superiores, os quais foram restaurados com amálgama e resina composta, empregando preparos MOD. Foi aplicada carga oclusal de 0 a 300 N a 1,0 mm/mim. Para mensuração das deformações foi empregado extensômetros de 120 ohms de resistência elétrica, colocados um na face vestibular e outro

transversalmente, na região abaixo da parede gengival. Os autores demonstraram com este estudo que a posição dos extensômetros, a propriedade mecânica dos materiais restauradores e o tipo de técnica empregada influenciam diretamente nos resultados de ensaios mecânicos não-destrutivos, como a extensometria. Os menores valores de deformação foram apresentados pelas amostras restauradas em resina composta.

Castrisos *et al.*, em 2002, realizaram estudo empregando extensometria para mensuração das deformações em dentes durante a remoção de pinos metálicos. Dois grupos de 10 dentes cada foram testados, sendo que o grupo 1 tinha 1 mm de espessura de dentina coronária e o grupo 2 apresentando 2 mm de espessura de dentina. Após tratamento endodôntico das raízes os pinos metálicos fundidos foram cimentados com cimento fosfato de zinco. Dois extensômetros foram colados com a direção principal da grelha paralela ao longo eixo do dente para mensuração das deformações principais. Não houve diferença estatística entre as deformações mensuradas entre os dois grupos.

Cerutti *et al.*, em 2004, realizou o estudo empregando extensometria para análise do efeito de restaurações com resina composta e amálgama na deformação de cúspides em pré-molares tratados endodonticamente. Inicialmente, os autores relataram a efetividade do emprego de metodologias laboratoriais não destrutivas para o estudo do comportamento mecânico da associação de materiais restauradores com a estrutura dental. Trinta pré-molares superiores foram selecionados e divididos em 6 grupos (n=5): 1-dente intacto, 2-dentes preparados + tratamento endodôntico, 3- dentes restaurados com amálgama, 4- dentes restaurados com resina composta -TPH Spectrum, 5-dentes restaurados com resina composta-Surefil, 6-dentes restaurados com resina composta- Esthet X. Os dentes receberam aplicação de carga oclusal de compressão com esfera de 6 mm de diâmetro com aplicação máxima de 300N. A análise dos resultados foi realizada empregando comparação dos dentes restaurados com o dente hígido e não restaurados em porcentagem (%). Os dentes restaurados com amálgama apresentaram apenas 17% de recuperação

da deformação, sendo similar aos dentes não restaurados. Os dentes restaurados com resina composta TPH Spectrum e Surefil apresentaram 60% de recuperação, enquanto que os dentes restaurados com Esthet X foram similares aos dentes hígidos pois apresentaram 99% de recuperação.

A deflexão de cúspides associada à microinfiltração de pré-molares restaurados em resina composta foram analisadas no estudo de Palin *et al.*, em 2005. Uma das hipóteses deste estudo foi se a diferença do tipo de material restaurador e método de polimerização influencia na redução da deflexão de cúspides em pré-molares superiores restaurados em resina composta inseridas em preparos MOD. Para isso foram utilizadas resinas compostas com metacrilato (Z-250 e Z-100), oxirano (EXL596-experimental) e silorano (H1-experimental). A análise de deflexão das cúspides com extensômetros foi realizada 5 min após ativação da restauração. Posteriormente, as amostras receberam regime de termociclagem e o teste de microtração foi realizado com fucsina 0,2% durante 24 horas. A deflexão total das cúspides foi: 2,5 μ m- EXL596; 6,0 μ m-H1; 16,5 μ m- Z-250 e 20,0 μ m- Z-100. Não houve correlação na deflexão de cúspides com o teste de microinfiltração, pois as resinas compostas experimentais apresentaram maiores níveis de microinfiltração, apesar de demonstrarem menores índices de deflexão. Neste estudo, os autores validaram o teste de extensiometria para análise de deflexão de cúspides.

2.3. Elementos finitos

Wright & Yettram, em 1979, realizaram estudo para distribuição de tensões para dentes pilares de próteses unitárias e parciais fixas. Modelo de elementos finitos foi utilizado para analisar a influência da propriedade mecânica do ligamento periodontal após aplicação de carga na direção vertical, oblíqua e horizontal variando a quantidade de osso alveolar e splintagem de dentes. Independente do tipo de aplicação de carga, a região ocupada pelo ligamento periodontal apresentou concentração de tensões de compressão e

tração. A splintagem de dentes provocou maior dissipação das tensões, as quais também sofreram alteração de acordo com a quantidade de osso alveolar.

Sakaguchi *et al.*, em 1991, realizaram um experimento com o método de elementos finitos para avaliar a formação e distribuição de tensões em dente natural submetido ao hábito de bruxismo. Os autores analisaram que este método é um precioso parceiro do pesquisador na realização de experimentos que pode contribuir para análise de falhas ocorridas clinicamente. Os autores utilizaram também a associação com método experimental que empregou a construção de modelo físico nos quais foram fixados extensômetros na face vestibular e lingual da coroa de dente extraído. Um modelo bi-dimensional de um pré-molar foi reproduzido para realizar ensaios de elementos finitos que validariam os ensaios experimentais. Os resultados do método de elementos finitos mostraram grande concordância com os resultados experimentais.

Toparli *et al.*, em 1999, analisaram o comportamento mecânico de pré-molares superiores restaurados com amálgama, ionômero de vidro e resina composta. A primeira parte do estudo foi direcionada para o cálculo das propriedades físicas de cada material restaurador por meio de experimentos laboratoriais. Posteriormente foi criado modelo tridimensional de elementos finitos que recebeu aplicação de carga tangencial de 45° e 450N de intensidade sendo isotrópico, homogêneo e elástico. A distribuição das tensões apresentou-se dependente do tipo de material restaurador utilizado, sendo que a resina composta e o ionômero de vidro apresentaram comportamento similar, com distribuição de tensões homogêneas no interior da estrutura dental, diferindo-se do modelo restaurado com amálgama, o qual apresentou maiores níveis de concentração de tensões no interior da estrutura.

Abe *et al.*, em 2001, realizaram estudo para mensuração do módulo de elasticidade de 12 tipos de resina composta. Para realização da metodologia

10 amostras retangulares (1,5 x 5 x 35 mm) de cada resina foram confeccionados. O módulo de elasticidade (GPa) de cada amostra foi determinado com método dinâmico não destrutivo após 24 horas de armazenamento a 37°C. Este estudo demonstrou que a composição química das resinas compostas influenciam diretamente nos valores de módulo de elasticidade. Os valores médios para resinas compostas híbridas foi de 20,0 GPa.

Ausiello *et al.*, em 2001, empregaram análise de elementos finitos tridimensional para simular a movimentação de cúspides em pré-molar superior restaurado com resina composta. Para os autores a combinação de diversos materiais e geometria complexa faz com que a análise de distribuição de tensões de torne muito complicada. A simulação com modelos computacionais é validada para simular a interação de muitas variáveis. Foi criado um modelo de pré-molar superior humano tridimensional com preparo MOD e restauração com resina composta. Diferentes valores de rigidez foram atribuídos ao material restaurador: 1-dente hígido, 2-resina composta com módulo de elasticidade de 12,5 GPa, 3- resina composta com módulo de elasticidade de 25 GPa. Após aplicação de carga oclusal foi observado que o módulo de elasticidade caracteriza-se como propriedade mecânica importante para o comportamento do complexo dente/restauração sendo que quanto maior o módulo de elasticidade do material menor a distribuição de tensões para a estrutura adjacente.

Arola *et al.*, em 2001, compararam o comportamento mecânico de molares inferiores com preparos MOD restaurados com amálgama e resina composta, analisando também dente hígido e dente preparado. Para isso foi criado modelo numérico de elementos finitos bidimensionais com aplicação de carga oclusal e variação de temperatura. A análise dos resultados demonstrou que a localização e orientação das tensões máximas são altamente dependentes do tipo de material restaurador sendo aplicação da carga oclusal

e variação de temperatura são fatores importantes para alteração do comportamento biomecânico do complexo dente/restauração.

Joshi *et al.*, em 2001, realizaram estudo que analisou a performance mecânica de dentes tratados endodonticamente por meio de análises de elementos finitos tridimensional. Para isso os autores variaram o tipo de material restaurador e tipo de retentor intraradicular para dentes uniradiculares. Este estudo demonstrou que a forma e as propriedades mecânicas dos materiais restauradores influenciam diretamente no comportamento mecânico da estrutura dental.

Lin *et al.*, em 2001, relataram que o emprego de restaurações mesio-ocluso-distal (MOD) na restauração de extensa lesão cáriosa depende de muitos fatores. É atualmente reconhecida que a resistência à fratura de uma restauração não é somente uma preocupação biológica, sendo que a forma da cavidade, dimensões e o estado de tensão devem ser levados em consideração. No estudo presente, um programa de auto-malhamento, recentemente desenvolvido foi usado para gerar 30 modelos tri-dimensionais (3D) de elementos finitos (MEF) que simulam a biomecânica para uma restauração em ouro tipo MOD em um segundo pré-molar superior. Foram relacionados níveis de tensão aos diferentes fatores (profundidade da parede, largura de istmo e espessura entre as paredes axiais) e para as interações entre estes fatores em relação a força de mordida que se concentrava na cúspide lingual. Os resultados mostraram que em se aumentando o volume da cavidade MOD, resultou em aumento significativo das tensões em esmalte, mas não afetou as tensões em dentina. A alternância dos parâmetros analisados resultou em alteração significativa no pico de tensões ($p < 0,05$). Para todos os três parâmetros, com exceção da largura, o pico de tensão aumentou com o aumento da dimensão da cavidade. A profundidade foi o fator mais crítico que resultou em maior elevação de tensão em esmalte, enquanto a distância entre as paredes axiais foi o parâmetro mais importante em relação à dentina. Largura foi o fator que menos interferiu na concentração de tensões.

Os achados deste trabalho questionam parcialmente o conceito tradicional de que a preservação de estrutura dental reduz o risco à fratura do dente, possibilitando a otimização da configuração do preparo cavitário para uma restauração MOD.

Palamara *et al.*, em 2002, relataram que a crista marginal é fundamental para a resistência do dente frente a cargas oclusais funcionais e parafuncionais. Este estudo investigou as deformações no esmalte proximal de pré-molares inferiores utilizando elementos finitos e extensometria. As deformações e concentrações de tensões na região de crista marginal foram menores do que na junção cimento-esmalte e nas cúspides vestibular e lingual. A magnitude das deformações na região proximal aumentou com a aplicação de carga oblíqua. Este estudo validou a associação de metodologias não destrutivas como elementos finitos e extensometria.

Magne & Belser, em 2003, empregaram elementos finitos com análise bidimensional para simular a flexão de cúspides e distribuição de tensões em dentes posteriores restaurados com inlays e onlays de resina laboratorial e cerâmica. Os modelos numéricos receberam aplicação de carga oblíqua de 25N. Os autores observaram que o baixo módulo de elasticidade da resina laboratorial reduziu as tensões de tração na superfície da restauração, mas aumentou a concentração das tensões na interface da dentina adesiva quando comparado com a cerâmica. As restaurações tipo onlay demonstraram maior concentrações de tensões de compressão. A flexão de cúspide foi maior para os dentes restaurados com resina laboratorial.

Lertchirakam *et al.*, em 2003, relataram que fratura vertical em dentes posteriores tende a ocorrer na direção vestibulo-lingual, ou seja, onde a espessura de dentina é maior. Relataram também que fatores como forma do canal, morfologia externa da raiz e espessura de dentina influenciam na localização e direção da fratura radicular. Neste trabalho foi empregado estudo por elementos finitos simulando secções de raiz variando a espessura do canal

radicular, forma, espessura externa e morfologia da raiz. Os resultados demonstraram que canais curvos são mais importantes que a morfologia interna padrão de distribuição de tensões. A redução de quantidade de dentina, ou seja, ampliando a luz do canal radicular, foi o fator mais importante na concentração de tensões no interior da estrutura dental.

Ausiello *et al.*, em 2004, propuseram investigar o efeito de diferentes módulos de elasticidade do cimento adesivo na distribuição de tensões para restaurações de resina laboratorial e cerâmica em dentes com preparo MOD. Foram criados modelos tridimensionais com preparos MOD restaurados com resina laboratorial fixada com cimento adesivo de baixo e alto módulo de elasticidade e restaurações de cerâmica fixada com cimento adesivo de baixo e alto módulo de elasticidade. Foi aplicada carga vertical de 400N e as tensões de Von Misses foram analisadas. A aplicação de um cimento com baixo módulo de elasticidade promoveu baixos níveis de deformação e transmitiu as tensões para a estrutura remanescente independente do tipo material.

Kishen *et al.*, em 2004, realizaram estudo associando a metodologia por elementos finitos, ensaio de resistência à fratura e fractografia analisando o comportamento biomecânico de raízes humanas com tratamento endodôntico e restaurados com retentores intra-radiculares. O estudo demonstrou variação das propriedades mecânicas da dentina externa e interna, variando a espessura após inserção de pino intra-radicular. Ensaio mecânicos de tração associados com estudo de propagação de trincas a partir da dentina externa (fractografia) associados com padrão de distribuição de tensões demonstrado por modelo numérico 3D de elementos finitos demonstraram que quanto maior a remoção de dentina interna, maior os níveis de fraturas catastróficas, menor os valores de resistência à fratura, coincidindo com os maiores índices de concentração de tensões na dentina interna.

Stafford *et al.*, em 2004, empregaram tecnologias para análise e mensuração do módulo de elasticidade de vários tipos de polímeros, dentre

eles a resina de poliestireno. Para isso foi desenvolvida tecnologia para eficiente mensuração do módulo de elasticidade em nanoescala e quantificação rápida sem a necessidade de equipamentos para modelagem. O módulo de elasticidade da resina de poliestireno apresentou similaridade com a resina acrílica apresentando valores que variam entre 1 e 1,5 GPa.

Realizando associação de ensaios destrutivos (resistência à fratura) e não destrutivos (método por elementos finitos) Fennis *et al.*, em 2005, objetivaram analisar o comportamento biomecânico de dentes posteriores restaurados com resina composta. Os autores demonstraram correlação direta entre os dois tipos de metodologias relatando que o método de elementos finitos fornece informações importantes às quais esclarecem o comportamento da fratura do complexo dente restauração durante os ensaios mecânicos destrutivos.

De Jager *et al.*, em 2005, validaram estudos de elementos finitos para estudos de estruturas complexas. Os autores relataram os efeitos da contração de polimerização de materiais poliméricos, como cimentos adesivos, no complexo dente/restauração indireta. Para isso, empregaram associação de metodologias laboratoriais para determinar as fases da contração do cimento adesivo Rely X ARC, calculando por meio de ensaios de dureza, o módulo de elasticidade do cimento em cada fase durante a polimerização. Estes dados foram exportados para o software CAEFEM 7.3 para análise da distribuição de tensões do cimento durante o processo de polimerização simulando o comportamento do cimento nas etapas laboratoriais. Os autores comprovaram a efetividade da associação de metodologias laboratoriais com ensaios numéricos, pois o comportamento do cimento durante a análise laboratorial foi similar ao comportamento do modelo numérico.

Lanza *et al.*, em 2005, compararam a distribuição de tensões em dentina e camada de cimento adesivo em dentes anteriores tratados endodonticamente, variando o tipo de material constituinte do retentor

intraradicular. Foram gerados 3 modelos numéricos tridimensionais os quais receberam aplicação de força estática de 10N a 125°. Os dentes receberam retentores intraradiculares de aço, fibra de carbono e fibra de vidro. Os resultados foram analisados de acordo com as tensões de Von Mises. Os pinos mais rígidos apresentaram concentração de tensões de tração e cisalhamento no interior da dentina e na interface dentina/cimento. Quanto menor o módulo de elasticidade do pino, maior a distribuição das tensões no interior da estrutura dental. A influência da capacidade elástica do cimento em distribuir as tensões foi pouco relevante quando foi empregado pino com alta rigidez.

2.4 Propriedades mecânicas e técnicas restauradoras

Rees *et al.*, em 1994, realizaram estudo para cálculo do módulo de elasticidade da dentina. Os autores empregaram ensaios mecânicos de flexão de 3 pontos em barras de dentina humana. Os valores obtidos foram analisados e o valor médio do módulo de elasticidade para dentina foi 18,6 GPa.

Kinney *et al.*, realizaram em 1996, estudo por microscopia de força atômica para analisar a dureza e módulo de elasticidade da dentina peritubular e intertubular. Os autores utilizaram terceiros molares totalmente hidratados, não erupcionados e em dois locais: 1 mm da junção amelo-dentinária e 1 mm de distância da polpa. Para os valores do módulo de elasticidade os autores encontraram variações de 17,7 até 21,1 GPa para a dentina peri e intertubular. Este estudo validou também o emprego de microscopia de força atômica para o cálculo do módulo de elasticidade.

Touati & Aidan, em 1997, discutiram as propriedades mecânicas e indicações clínicas de novos compósitos laboratoriais. A primeira geração de resinas compostas indiretas, Dentacolor (HERAEUS KULZER), SR Isosit N (IVOCAR), Visio-Gem (ESPE), eram resinas de micropartícula, com altos níveis de falhas, baixa resistência flexural (60 a 80 MPa), baixo módulo de

elasticidade (2000 a 3500 MPa) e reduzida resistência ao desgaste em decorrência do alto conteúdo de matriz. Recentemente foram lançados novos compósitos laboratoriais que completam em melhor nível as porcelanas. Esses novos materiais apresentam variação de resistência flexural entre 120 e 180 MPa, alta porcentagem de carga microhíbrida por volume, 66% de carga e 33% de matriz, com mínima contração de polimerização e resistência ao desgaste semelhante ao esmalte. De acordo com esses critérios os autores classificaram, como compósitos de segunda geração, os materiais Conquest (Jeneric/Pentron), Artglass (Heraeus Kulzer), Columbus (Cendrix & Metaux), Targis (IvoclarVivadent) e Belle Glass HP (Kerr). Os sistemas Targis e Conquest apresentam processo de pós-polimerização com aplicação de calor e luz. Já o material Belle Glass HP possui unidade polimerizadora que emprega calor e pressão de nitrogênio, sempre com objetivo de melhorar as propriedades mecânicas do material. As resinas de segunda geração são de composição microhíbrida, com alta densidade de carga, com tamanhos entre 1-5 micrometros, na maioria vidro de bário e cerâmica. Os autores relataram ainda que outros compósitos como o Cesead (Kuraray), Solidex (Shofu), Vita Zeta (IvoclarVivadent), são também de composição microhíbrida, porém apresentaram maior quantidade de componente orgânico, não apresentaram as mesmas propriedades mecânicas, contudo, isso não significa que não possam apresentar bons resultados clínicos.

Sorensen *et al.*, em 1998, relataram que o sistema IPS Empress é altamente estético e resistente sendo ideal para confecção de restaurações indiretas unitárias. Os autores relataram que a cimentação adesiva não só contribui para a estética, mas é necessária para aumentar a resistência da restauração. Este estudo analisou clinicamente a longevidade de 75 coroas de IPS Empress cimentadas adesivamente. Em 3 anos apenas uma coroa de um molar fraturou. Entre as amostras houve baixa incidência de microinfiltração e 5% de sensibilidade pós cimentação, com todos os sintomas desaparecendo em 8 semanas demonstrando a efetividade dessa técnica.

Dietschi & Moor, em 1999, realizaram estudo da adaptação marginal de restaurações indiretas em cerâmica e cerômero por meio de teste de fadiga, termociclagem e análise das fraturas por microscopia eletrônica de varredura. Os autores utilizaram terceiros molares com realização de preparo MOD. Não houve diferença entre os dois materiais com relação à adaptação marginal. Após o teste de fadiga houve desidratação na interface cimento/restauração, poucas falhas adesivas na interface dentina/cimento. Os autores demonstraram que as propriedades físicas do material restaurador influenciam no comportamento e propagação de trincas.

Borges *et al.*, em 2003, relataram que a composição e a microestrutura de restaurações cerâmicas são componentes importantes na adesão ao substrato dental e consequentemente do comportamento mecânico. O propósito deste estudo foi avaliar a topografia de superfície de 6 diferentes tipos de cerâmica após tratamento com ácido hidrófluorídrico e jateamento com partículas de óxido de alumínio. Foram analisadas as cerâmicas: IPS Empress, IPS Empress 2, Cergogold, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e Procera. Os autores concluíram que condicionamento com ácido e jateamento aumentam a irregularidade de superfície das cerâmicas IPS Empress, IPS Empress 2 e Cergogold. Estes tratamentos não promovem alteração morfológica e microestrutural das cerâmicas In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e Procera. Este estudo ainda sugere que a rugosidade de superfície de algumas cerâmicas pode facilitar o processo de adesão do material a estrutura dental.

Albakry *et al.*, em 2003, realizaram um estudo laboratorial de resistência flexural bi-axial, módulo de elasticidade e análise ultra-estrutural da cerâmica IPS Empress 1 e 2. Vinte discos (14 x 1,1 mm) de cada material foi utilizado nos ensaios, que empregaram 3 esferas metálicas a 0,5 mm/min até a fratura. Três barras (30 x 12,75 x 1,1 mm) de cada material foi preparado para teste laboratorial de resistência flexural não houve diferença estatística entre as cerâmicas do ensaio de resistência bi-axial. No entanto, as diferenças de

composição estrutural promoveu variação das propriedades mecânicas das cerâmicas IPS Empress e IPS Empress 2, variando principalmente o módulo de elasticidade.

Objetivando criar protocolos de tratamento de superfície interna de restaurações indiretas para fixação adesiva, Soares *et al.*, em 2005, realizaram revisão da literatura entre 1965 e 2004 na base de dados Pubmed. Após seleção de 83 referências publicadas em periódicos internacionais, os quais envolvem trabalhos clínicos, laboratoriais e revisões da literatura, os autores relataram que o tratamento de superfície mais indicado para restaurações indiretas de cerâmica reforçada com leucita é condicionamento com ácido hidrofluorídrico a 9,5% durante 60 segundos. De acordo com os autores, este intervalo de tempo é suficiente para remoção da sílica superficial, sem comprometer a integridade da matriz vítrea e dos cristais de leucita. Após aplicação de ácido, sugere-se lavagem com spray de água-ar por 60 s, secagem por 15s e aplicação de silano por mais 60s. Para restaurações em resina laboratorial foi indicado jateamento com óxido de alumínio durante 10s a uma distância de 1,0 cm e 4 atm de pressão; com posterior lavagem com água-ar por 60s, secagem por 15s e aplicação de silano por mais 60s. Baseado na revisão da literatura, os autores relataram que este protocolo favorece maior resistência adesiva entre restaurações e cimento adesivo.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi analisar a resistência à fratura e padrão de fratura, deformação de cúspides vestibular e palatina e análise de distribuição de tensões de pré-molares superiores tratados endodonticamente, variando a configuração de preparos para restauração direta e indireta, empregando resina composta, amálgama, cerâmica e resina laboratorial, associando as metodologias empregadas.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Seleção dos dentes

Setenta pré-molares superiores humanos (1º e 2º pré-molares) com indicação para exodontia, hígidos, foram selecionados para este estudo (Projeto aprovado no comitê de ética – UFU, protocolo nº. 211/2005). Após análise em lupa estereoscópica com aumento de até 40X, os dentes que apresentavam cáries, abrasão, trincas ou fraturas pré-existentes não foram utilizados. As dimensões dos dentes foram determinadas pela mensuração com paquímetro digital (Mitutoyo, Japão) nos sentidos méso-distal (MD) e vestibulo-palatina (VP) da superfície oclusal. Idealizando o pré-molar como sendo um retângulo com lados definidos, pelas medidas MD e VL, foi determinada área da superfície oclusal. As coroas dentais foram mensuradas mesio-distalmente (MD) e vestibulo-palatinamente (VP) para determinar média em milímetros (MD = 6,7mm; VP = 8,5mm), como ilustrado na Figura 1.

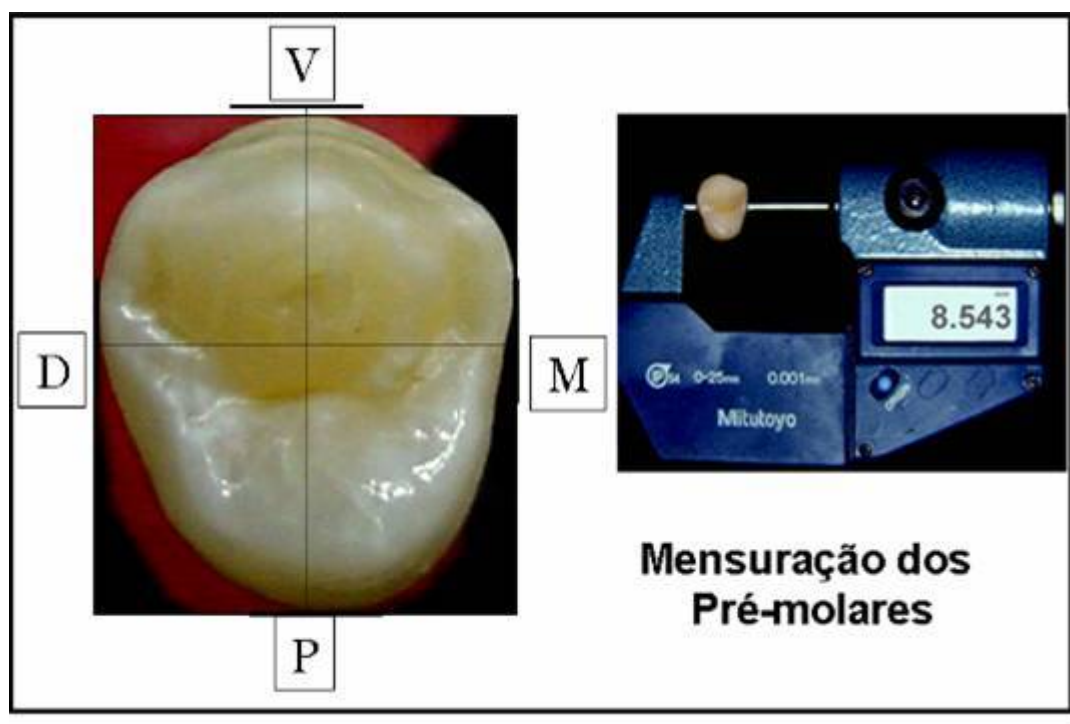


Figura 1. Cálculo das médias das distâncias vestibulo-lingual (VL) e méso-distal (MD) com paquímetro digital, para padronização das dimensões dos pré-molares.

Os dentes selecionados, exceto os dentes do grupo controle, receberam tratamento endodôntico (descrito a seguir) e foram divididos aleatoriamente em 7 grupos (n=10): H, dentes hígidos (controle positivo), PD, dentes com preparos mesio-ocluso-distal (MOD) para restaurações diretas (controle negativo restaurações diretas); PI, dentes com preparos MOD para restaurações indiretas (controle negativo restaurações indiretas); AM, dentes com preparo MOD restaurados com amálgama; RCD, dentes com preparos MOD restaurados com resina composta; RCI, dentes com preparos MOD e restaurados com resina laboratorial; CE, dentes com preparos MOD e restaurados em cerâmica.

4.2 Inclusão e preparo dos dentes

Os dentes foram armazenados em água destilada a 37°C e então tiveram as raízes incluídas em resina de poliestireno até 2,0mm do limite amelo-cervical. O ligamento periodontal foi simulado utilizando material de impressão à base de poliéter (Impregum F, 3M Espe, St.Paul, USA) (Carlini, 1999; Soares *et al.*, 2005a), como ilustrado na Figura 2. Os preparos foram realizados com máquina padronizadora de preparos (Soares *et al.*, 2004), para os preparos diretos foram utilizadas ponta diamantada #1151 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) envolvendo 1/2 istmo e 2,5mm de profundidade na cavidade oclusal e 4,0mm nas caixas proximais, com parede axial de 1,5mm altura e parede gengival com 1,5mm de largura. Os preparos para restaurações indiretas foram realizados com ponta diamantada #2131 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) envolvendo 3/4 istmo e 2,5mm de profundidade na cavidade oclusal e 4,0mm nas caixas proximais, com parede axial de 1,5mm altura e parede gengival com 1,5mm de largura (Figura 3). Os preparos apresentaram mesmas dimensões, e diferentes inclinações das paredes vestibular e palatina, promovidas pelos diferentes formatos das pontas diamantadas.

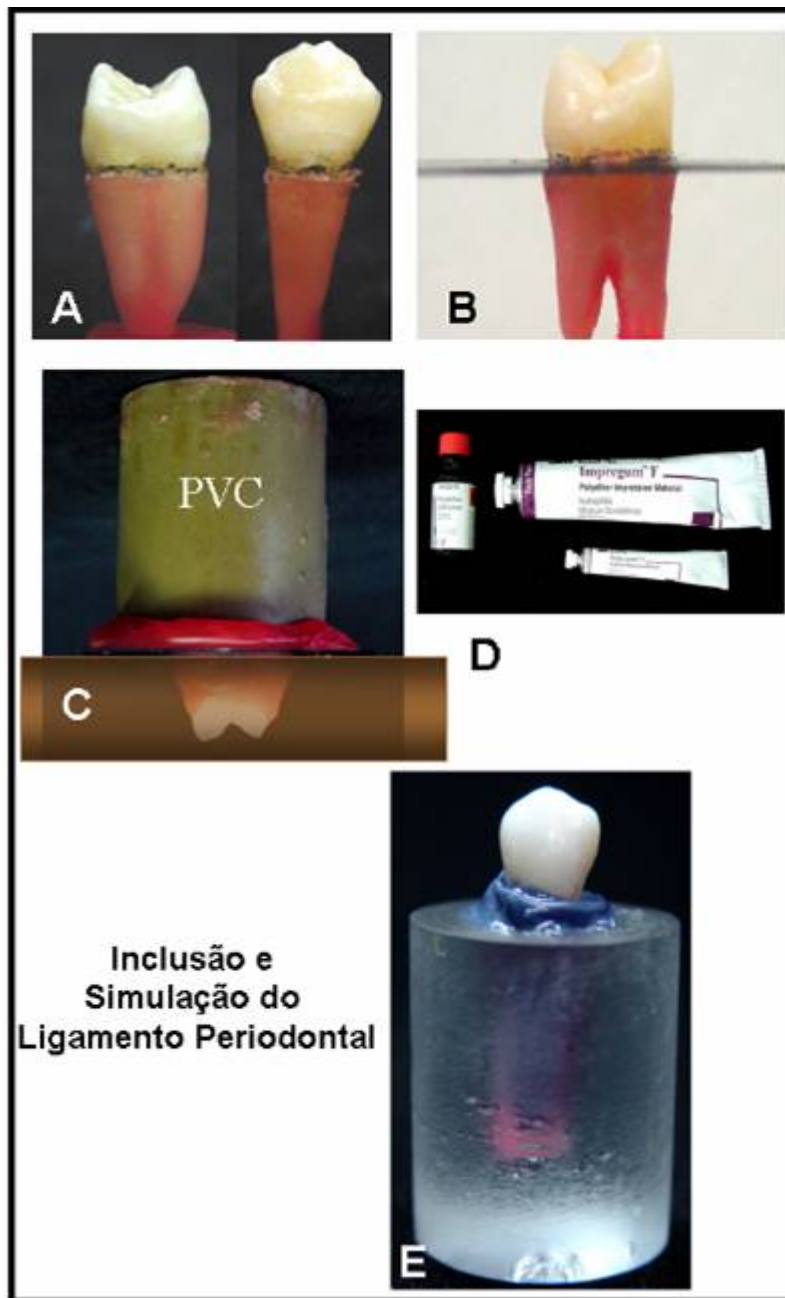


Figura 2. Inclusão e simulação do ligamento periodontal; A. Porção radicular recoberta por película de cera; B. Adaptação de película de filme radiográfico separando coroa da raiz; C. Adaptação do cilindro de PVC para verter resina de poliestireno; D. Poliéter que foi manipulado para substituir o espaço ocupado pela cera na porção radicular; E. Dente incluído em resina de poliestireno com simulação do ligamento periodontal.

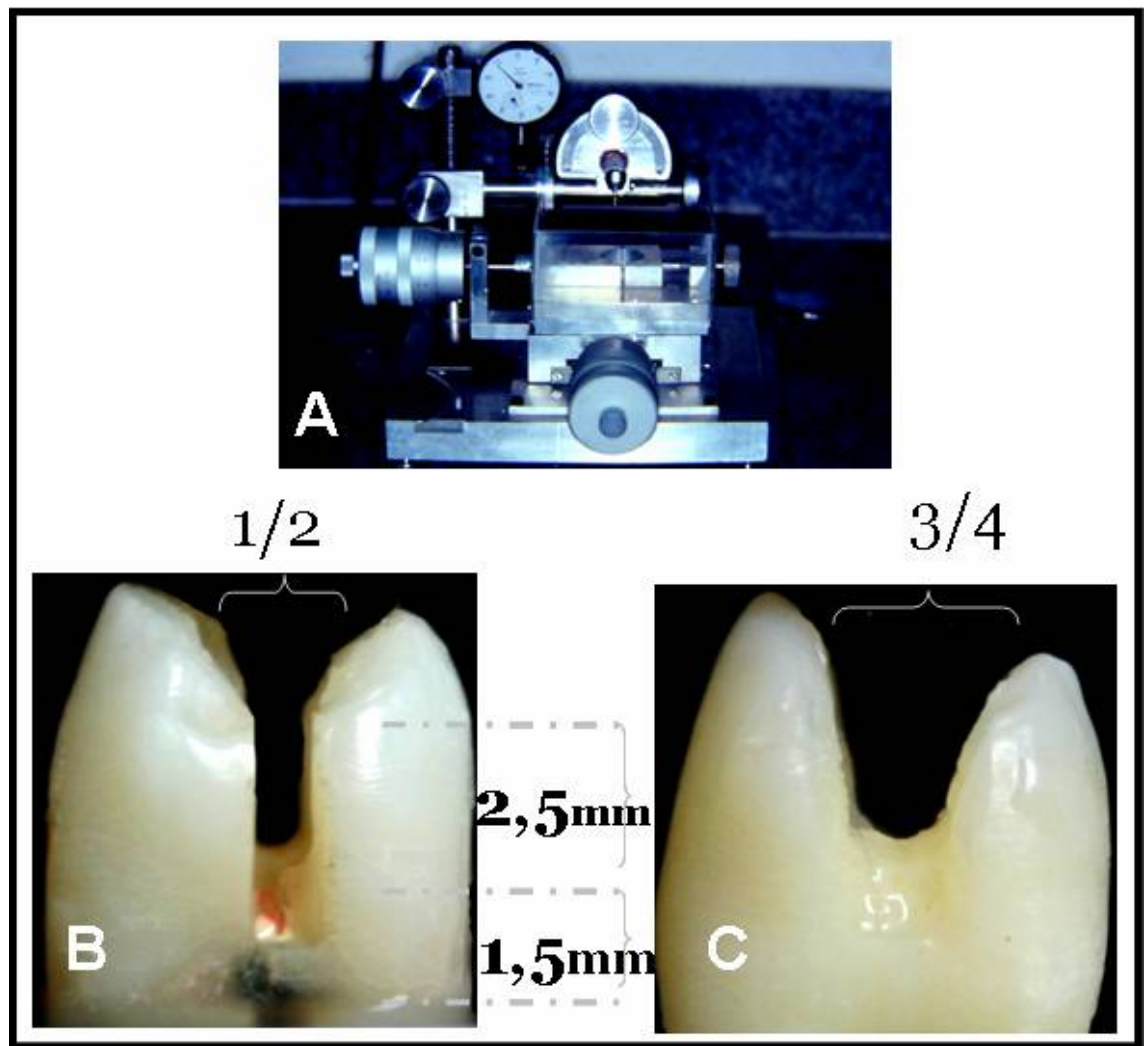


Figura 3. Confecção dos preparos MOD; A. Máquina padronizadora de preparos do LIPO (Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica – FOUFU); B. Preparo MOD para confecção de restaurações diretas; C. Preparo MOD para confecção de restaurações indiretas.

Após a realização dos preparos, foi realizado acesso endodôntico com ponta diamantada cilíndrica de 1,4mm de diâmetro (# 1014, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). Os canais radiculares foram instrumentados até o forame apical com limas tipo Kerr (Malleiffer, Ballaigues, Switzerland) na sequência de numeração de 15 a 40. Solução de hipoclorito de Sódio 2,5% foi utilizada para irrigação e limpeza do canal radicular. Após instrumentação, todos os dentes

preparados foram obturados com guta-percha (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e cimento endodôntico (Sealer 26, Dentsply, New York, USA) por meio da técnica de condensação lateral. Os materiais restauradores utilizados estão descritos na Tabela 1.

Para confecção das restaurações diretas o preparo foi condicionado com ácido fosfórico 37% (Dentsply, New York, USA) durante 15 segundos, lavados por 15 segundos com spray ar-água e secos com papel absorvente. Duas camadas de sistema adesivo de frasco único (Single Bond, 3M/Espe, St Paul, USA) foram aplicadas com intervalo de 20 segundos e fotoativada por 20 segundos, este passo foi comum a todos os grupos experimentais (Figura 4). Para as restaurações em amálgama (G4), matriz metálica foi adaptada ao dente, o amálgama de fase dispersa com alto conteúdo de cobre (Permite C, SDI, Austrália – Lot. 040541201) foi triturado mecanicamente em cápsulas (Astron, Dabi Atlante, SP, Brasil), por 8s e então foi inserido com 5 incrementos, condensado, brunido e esculpido. Para confecção de restaurações em resina composta, matriz metálica foi adaptada, e resina de nanopartícula na cor A2B (Filtek Supreme, 3M-Espe, St Paul, USA – Lot. 4EK.3910A2B) foi inserida em incrementos, sendo fotoativados por 40 segundos (XL 3000, 3M/Espe, St Paul, USA – 700mW/cm²), ilustrado na Figura 5.

Tabela 1. Relação de materiais restauradores utilizados na confecção das restaurações.

Produto	Fabricante - País	Lote
Permite C	SDI, Austrália	040541201
Filtek Supreme	3M/Espe, St Paul, USA	4EK.3910A2B
SR Adoro	IvoclarVivadent, Liechtenstein	F40868
IPS Empress I	IvoclarVivadent, Liechtenstein	07396021

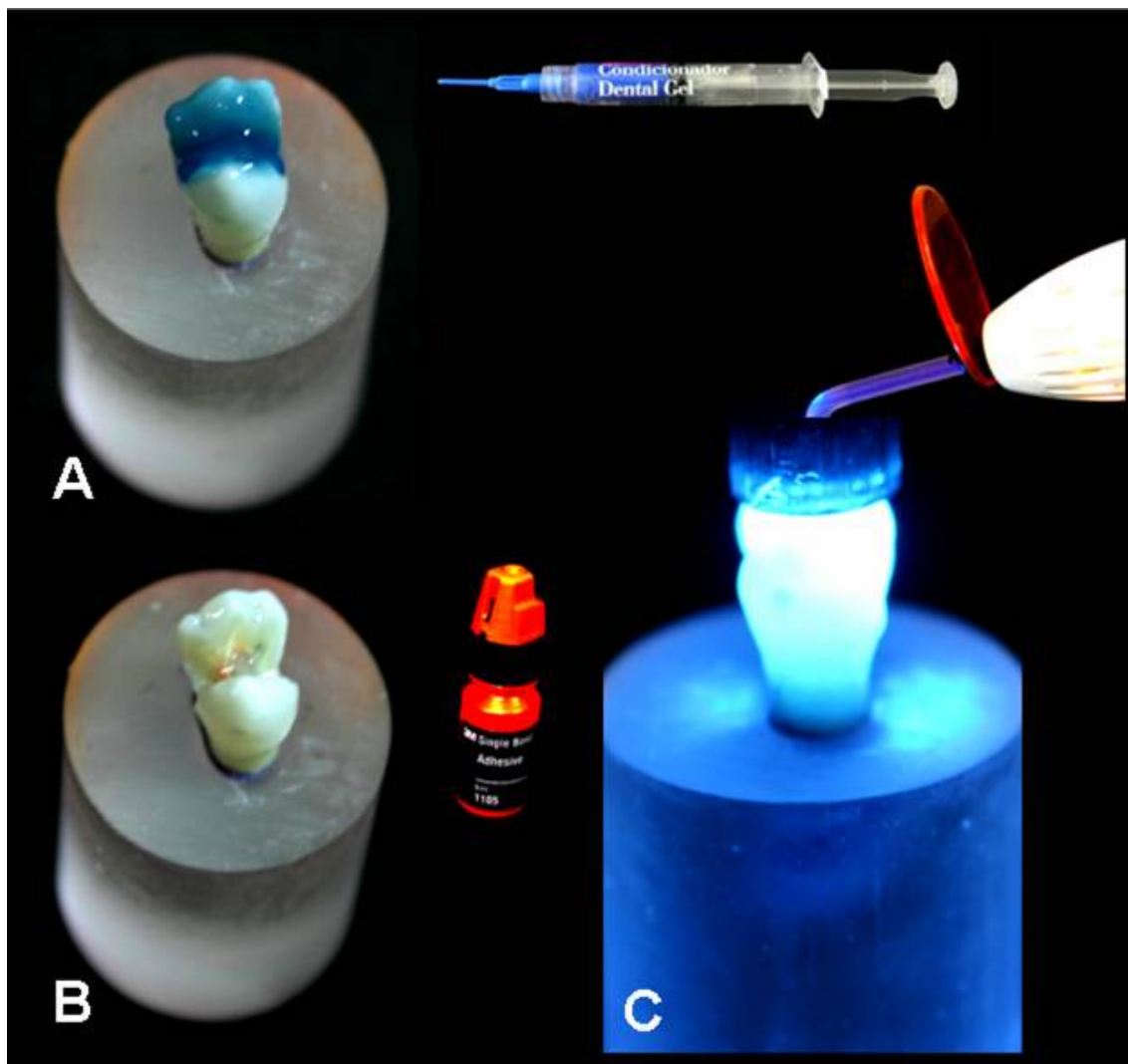


Figura 4. Protocolo de hibridização de estruturas dentais realizado para confecção de todas as restaurações diretas e indiretas; A. Condicionamento com ácido fosfórico 37% durante 15s; B. Aplicação de duas camadas de do sistema adesivo com intervalo de 20s entre as aplicações, após lavagem do ácido com spray ar-água por 60s; C. Fotoativação por 20s.

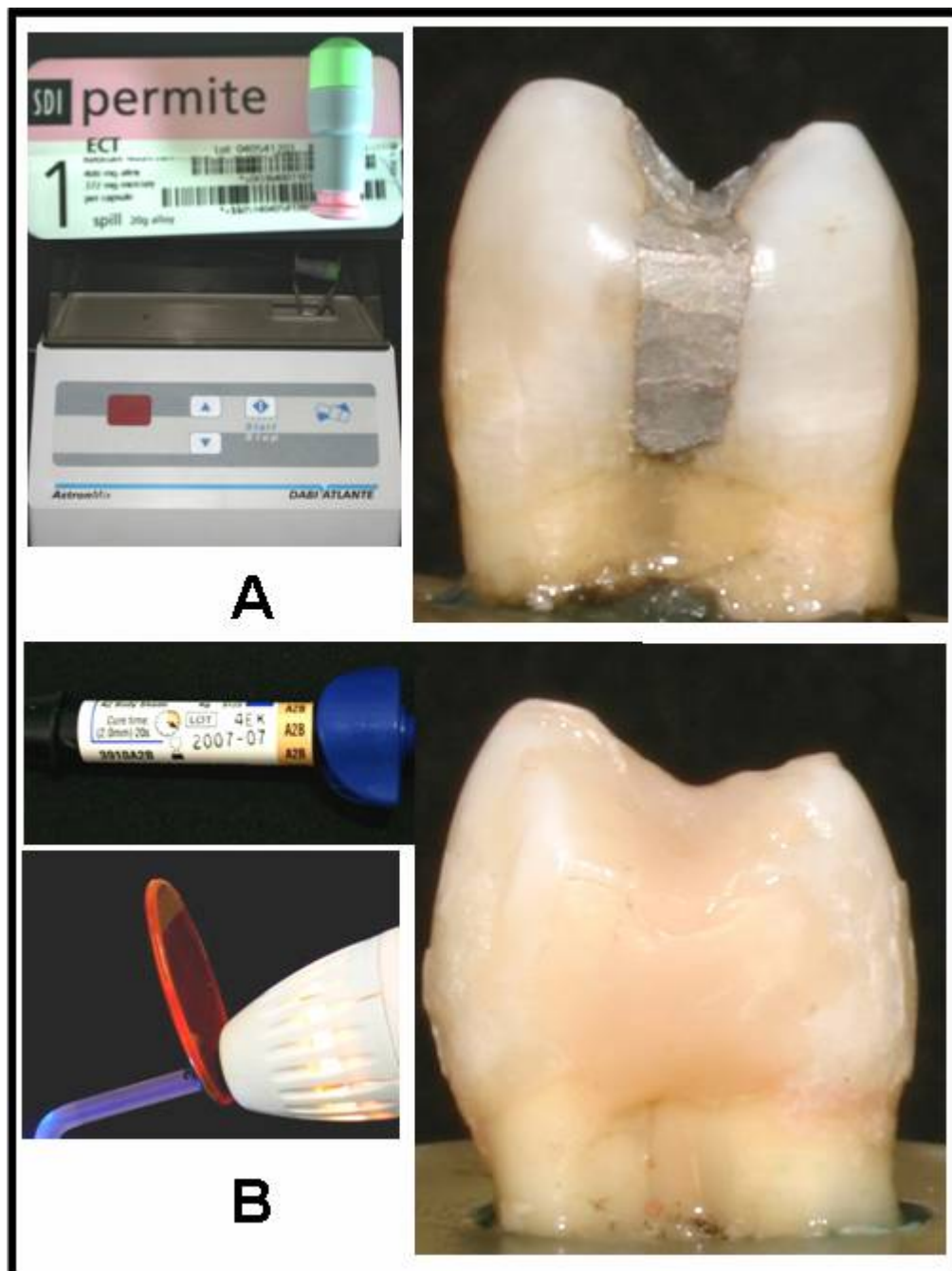


Figura 5. Confeção das restaurações diretas; A. Amálgama em cápsula triturado por 8s em triturador mecânico, inserido, esculpido e brunido no interior do preparo MOD; B. Resina composta híbrida inserida incrementalmente, sendo cada incremento fotoativado por 40s.

Os dentes dos grupos 6 e 7 foram moldados em dupla-etapa utilizando material a base de silicone por condensação (Silon 2, Dentsply, USA) e após 1 horas, os moldes foram vazados com gesso tipo IV (Durone, Dentsply, USA). As restaurações em resina laboratorial foram confeccionadas com sistema SR Adoro (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein), inicialmente com fina camada de resina de base (SR Adoro liner 200, Ivoclar-Vivadent), fotoativada na unidade Targis Quick (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) por 15 segundos. Incrementos de 1,0mm de resina laboratorial dentina cor A3 (SR Adoro, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) foram inseridos no troquel, fotoativados na unidade Targis Quick (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) por 15 segundos e, posteriormente, por 25 minutos a 95°C na unidade Targis Power (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein), como ilustrado na Figura 6. Após 24 horas, a superfície interna das restaurações de resina laboratorial foi jateada com óxido de alumínio por 10 segundos, a distância de 1,0 cm com pressão de 4 atm, lavagem com spray ar-água por 60 segundos, secagem com ar e aplicação do agente de união silano (Ceramic Primer, 3M Espe, Sant Paul, USA) por 60 segundos (Soares *et al.*, 2005b). As restaurações em cerâmica foram confeccionadas com cerâmica reforçada por leucita (IPS Empress, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein). Foi confeccionado padrão em cera das restaurações, que foi incluído o revestimento em refratário (Empress Speed, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein), aguardando-se 35 minutos. Posteriormente, o anel foi levado ao forno (EDG 3000, EDG, Brasil) a 850°C por 35 minutos, com 30 minutos de injeção da cerâmica (EP 500, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein). Sessenta minutos depois, foram removidos os excessos e realizado o ajuste (Figura 7). A superfície interna das restaurações foi condicionada com ácido hidrofluorídrico 9,5% (Condicionador de Porcelanas, Dentsply, Brasil) por 60 segundos, lavagem com spray ar-água por 20 segundos, secagem com ar e aplicação do agente de união silano (Ceramic Primer, 3M Espe, Sant Paul, USA) por 60 segundos (Soares *et al.*, 2005b), como ilustrado na Figura 8. As restaurações indiretas foram fixadas com cimento resinoso de dupla ativação (Rely X ARC, 3M-Espe, St Paul, USA), fotoativadas por 40 segundos na face vestibular, palatina e oclusal (XL 3000, 3M Espe, Sant Paul, USA) (Figura 9).

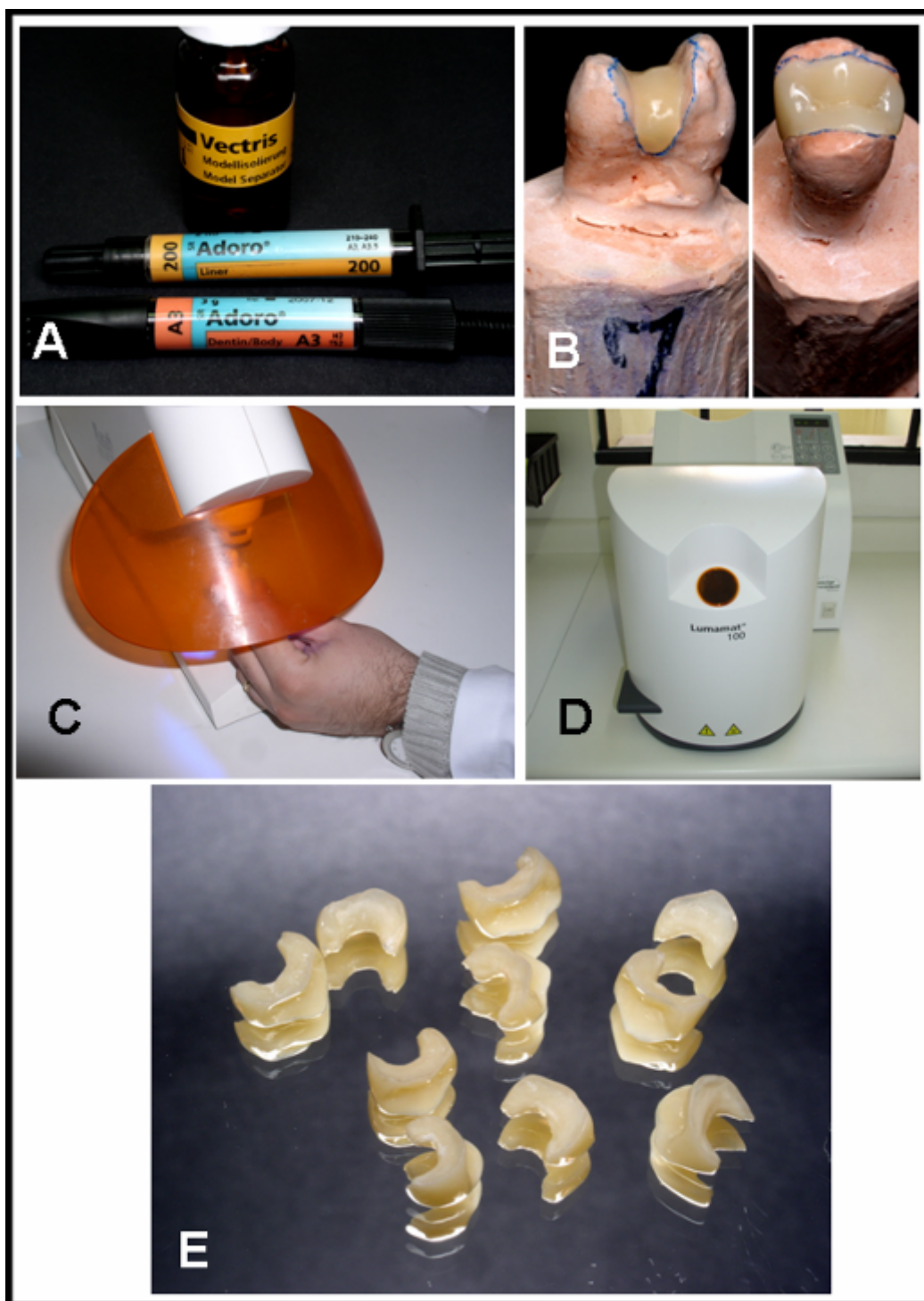


Figura 6. Confeção das restaurações indiretas com resina laboratorial; A. Resina laboratorial híbrida de 2ª geração; B. Inserção no troquel com incrementos 1,0mm; C. Fotoativação de cada incremento por 15s; D. Fotoativação final por 25min a 95°C; E. Restaurações indiretas após confecção.

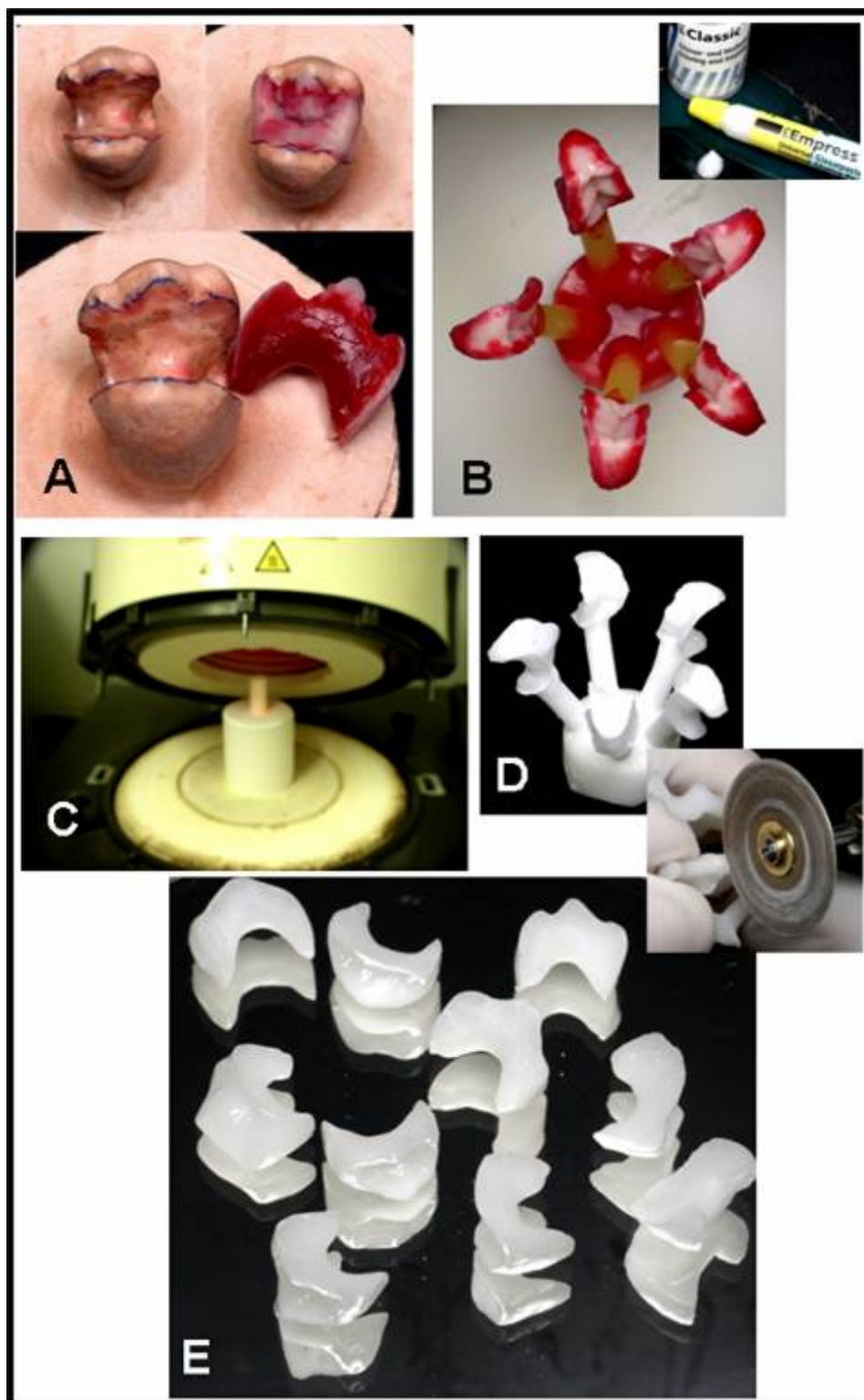


Figura 7. Confeção das restaurações indiretas em cerâmica; A. Confeção do padrão de cera; B. Inclusão dos padrões de cera; C. Injeção da cerâmica após evaporação da cera no interior do revestimento; D. Remoção das restaurações com disco diamantado dupla-face; E. Restaurações após confecção.

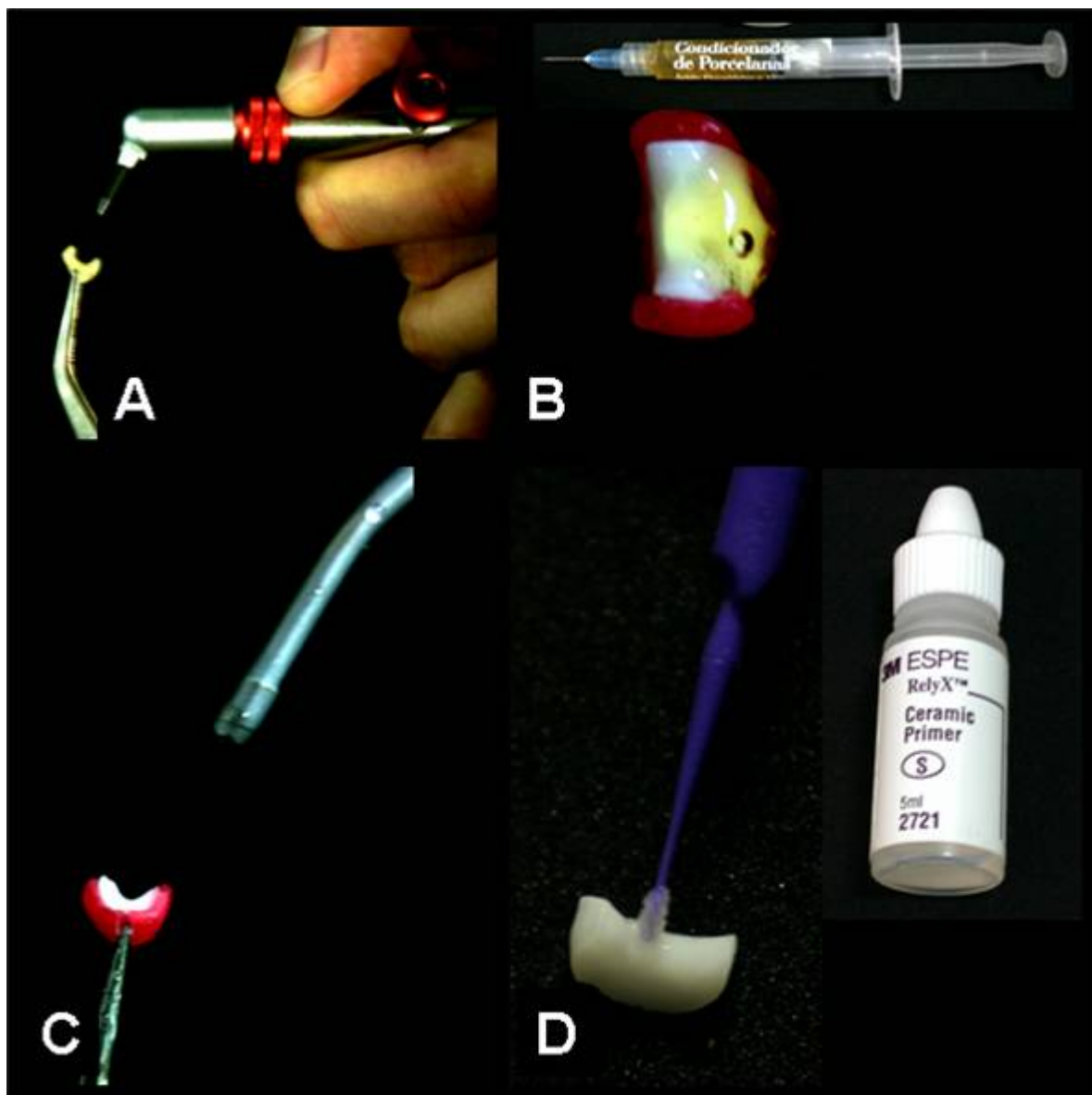


Figura 8. Tratamento da superfície interna das restaurações indiretas; A. Jateamento das restaurações em resina laboratorial com óxido de Alumínio por 10s; B. Condicionamento das restaurações em cerâmica com ácido hidrofluorídrico 9,5% por 60s; C. Lavagem com spray de água-ar por 60s; D. Aplicação do silano.

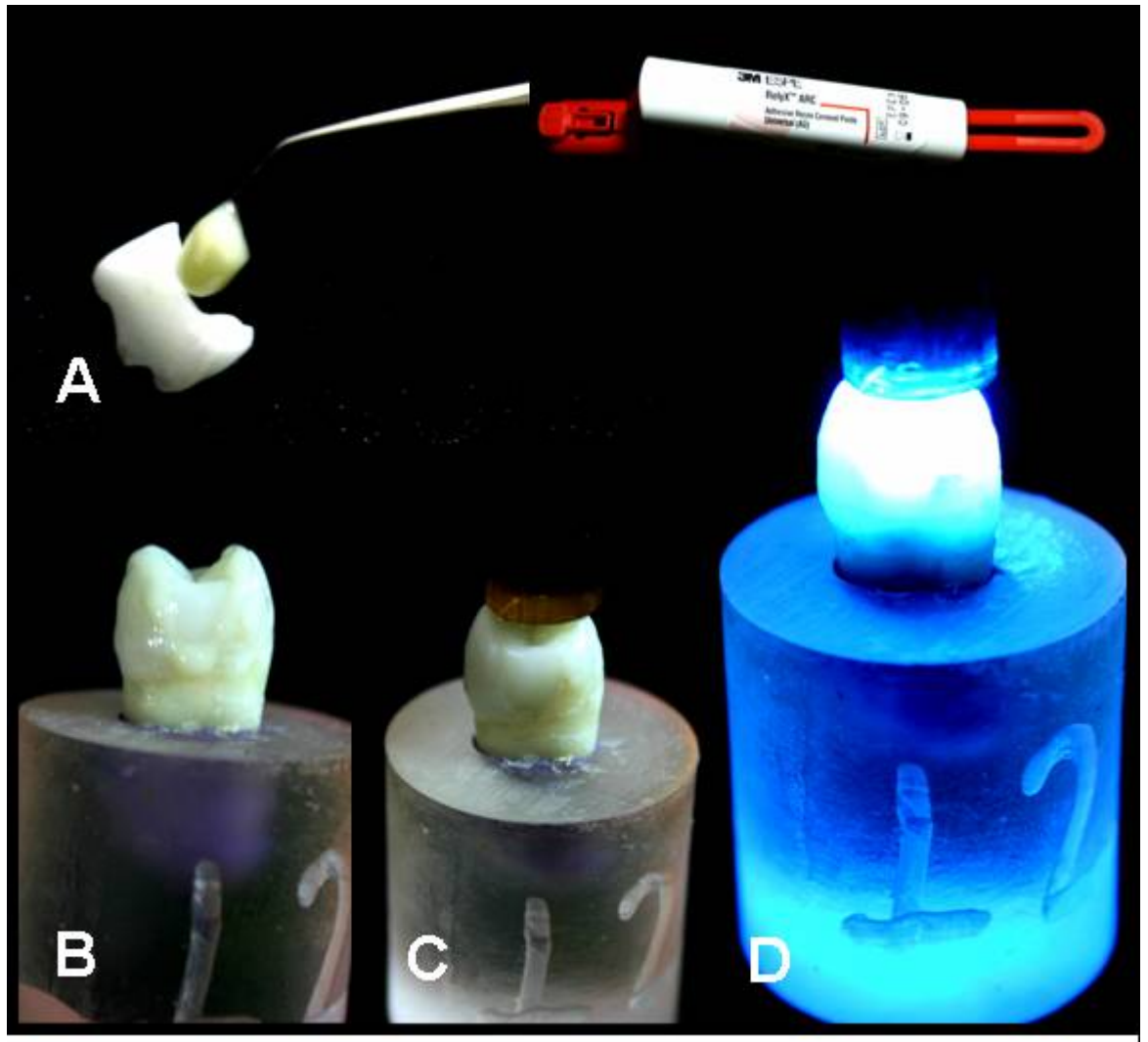


Figura 9. Processo de fixação das restaurações indiretas; A. Aplicação do cimento adesivo dual na face interna da restauração; B. Posicionamento da restauração no preparo MOD; C. Remoção dos excessos após 1,0min; D. Fotoativação por 40s.

Todas as restaurações em resina composta, resina laboratorial e cerâmica receberam acabamento e polimento 24 horas após sua confecção com brocas multilaminadas e pasta diamantada em baixa rotação (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) para as restaurações em amálgama utilizou-se brocas laminadas (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) e pontas de borracha abrasivas (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em baixa rotação. Em seguida, todas as amostras armazenadas em de água destilada 37°C.

4.3 Ensaio mecânico de extensometria

Das amostras preparadas na análise de resistência à fratura, foram selecionados 3 pré-molares superiores por grupo com características similares ao padrão dimensional médio dos 7 grupos. Para mensuração da deformação das cúspides foram fixados paralelamente ao longo eixo dos dentes dois extensômetros, um na face externa da cúspide vestibular e outro na lingual de cada amostra (PA-06-060BG-350L, Excel Sensores, SP, Brasil), ou seja, posicionados a 0° do eixo de aplicação de carga (Castrisos *et al.*, 2002). Estes mensuradores de deformação apresentam como material de base polyimida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com 4,1mm², resistência elétrica de 350Ω e fios de cobre soldados nos terminais (Figura 10). O fator de sensibilidade (gage factor) é de 2,12.

Para fixação dos extensômetros foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dental com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil), e fios conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil) no esquema de meia ponte e ponte completa, com dois extensômetros fixados em outro dente fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura. Desta forma viabilizou a captação de deformação isolada por cúspide (meia ponte) e a somatória das deformações de toda a estrutura (ponte completa).

As amostras foram submetidas à aplicação de carga axial de compressão, com velocidade de 0,5mm/minuto, aplicada com esfera de 6,0mm

diâmetro contatando as cúspides vestibular e lingual, até o limite máximo de 150N em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, Brasil). Os dados foram transferidos para computador que utilizou software específico de aquisição, transformações de sinais e análise dos dados (AqDados 7.02 e AqAnalysis, Lynx, SP, Brasil). Durante a aplicação da carga o aquisitor de dados coletou 1 nível de microdeformação (μ s) a cada 0,3 segundos utilizando carga contínua de 0 a 150N (figuras 11 a 17). Este intervalo de aplicação de carga foi obtido após análise de estudos anteriores que empregaram metodologia similar (Reeh *et al.*, 1989; Medige *et al.*, 1995). Os resultados foram obtidos em microdeformação separadamente para cúspide lingual, vestibular e na associação das duas cúspides, e a média de cada grupo foi gerada para análise, empregando-se análise de variância em fator único e teste de comparação de médias de Dunnet ($p < 0,05$) para os valores médios obtidos com a associação das cúspides vestibular e palatina.

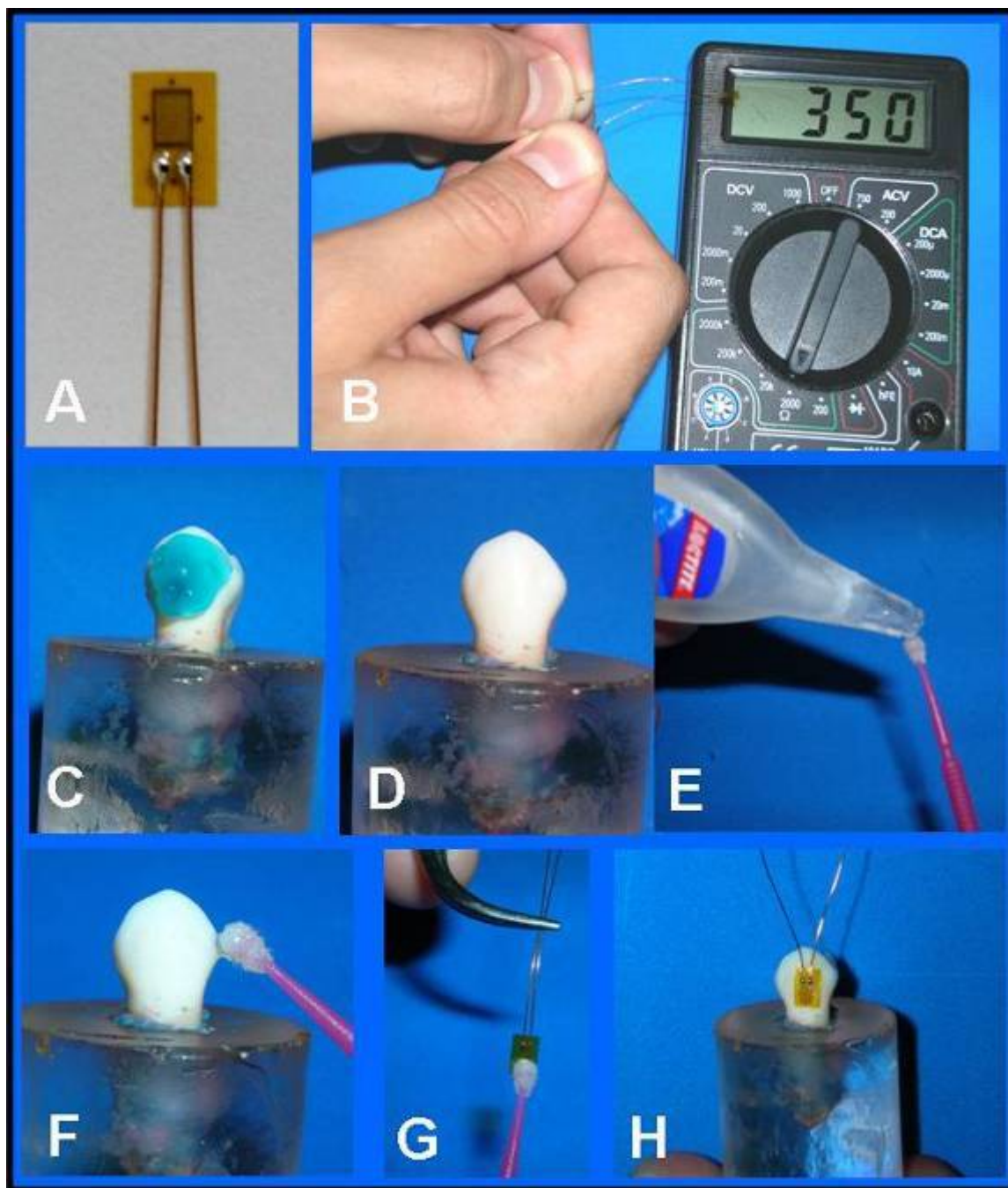


Figura 10. Protocolo de colagem de extensômetros na superfície dental; A. Extensômetro elétrico; B. Aferição com multímetro digital da resistência elétrica do extensômetro antes da colagem; C. Aplicação de ácido fosfórico 37% por 15s; D. Superfície seca após lavagem com spray ar-água por 60s; E. Deposição de adesivo a base de cianoacrilato em aplicador descartável; F. Aplicação do adesivo na face condicionada pelo ácido; G. Aplicação do adesivo na face posterior do extensômetro; H. Extensômetro colado.

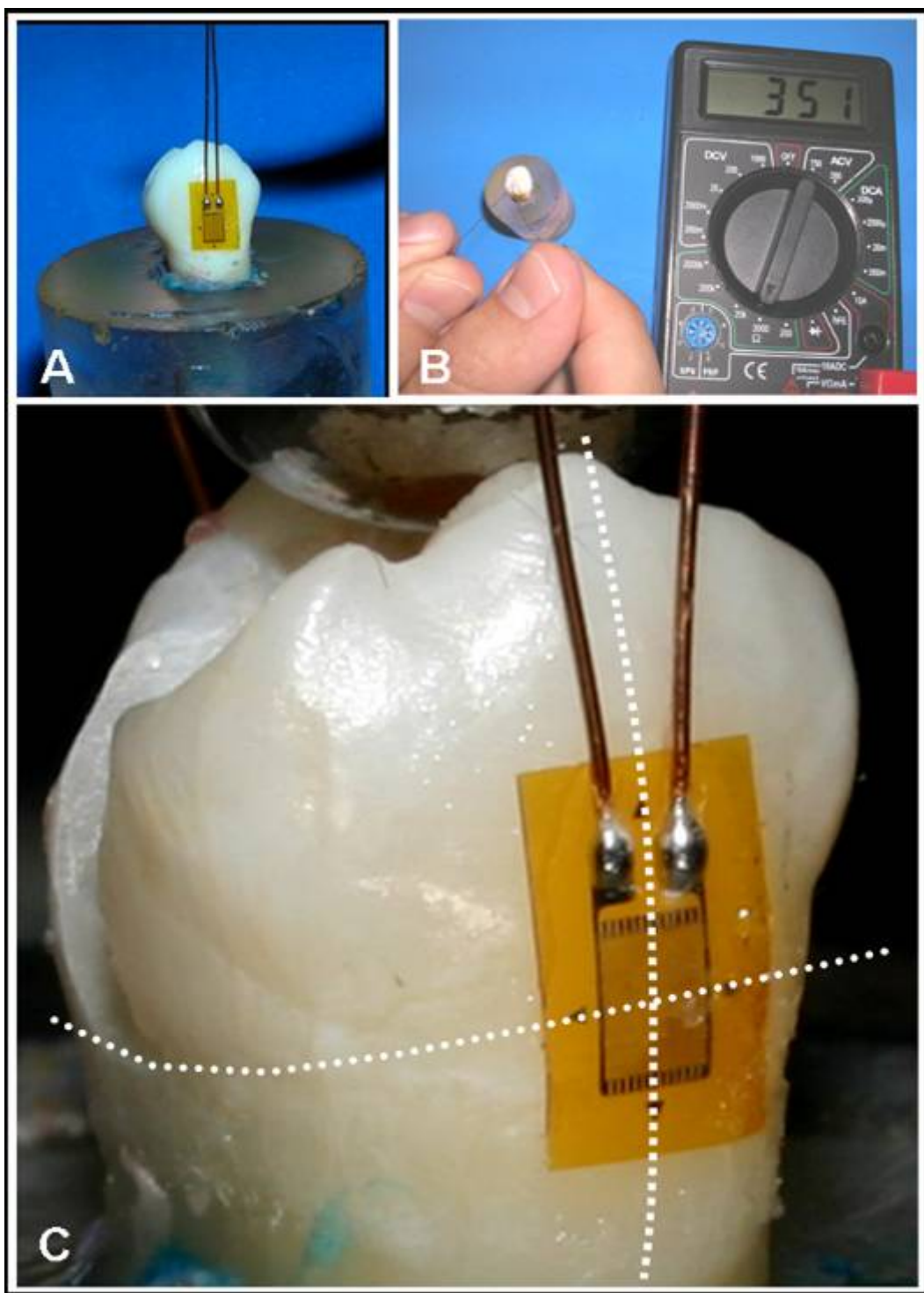


Figura 11. Posicionamento do extensômetro no dente; A. Direção dos fios paralelos ao longo eixo do dente; B. Aferição da resistência elétrica após colagem; C. Eixo principal do extensômetro paralelo ao longo eixo do dente, e secção transversal da grelha com direção coincidente à parede gengival do preparo MOD.

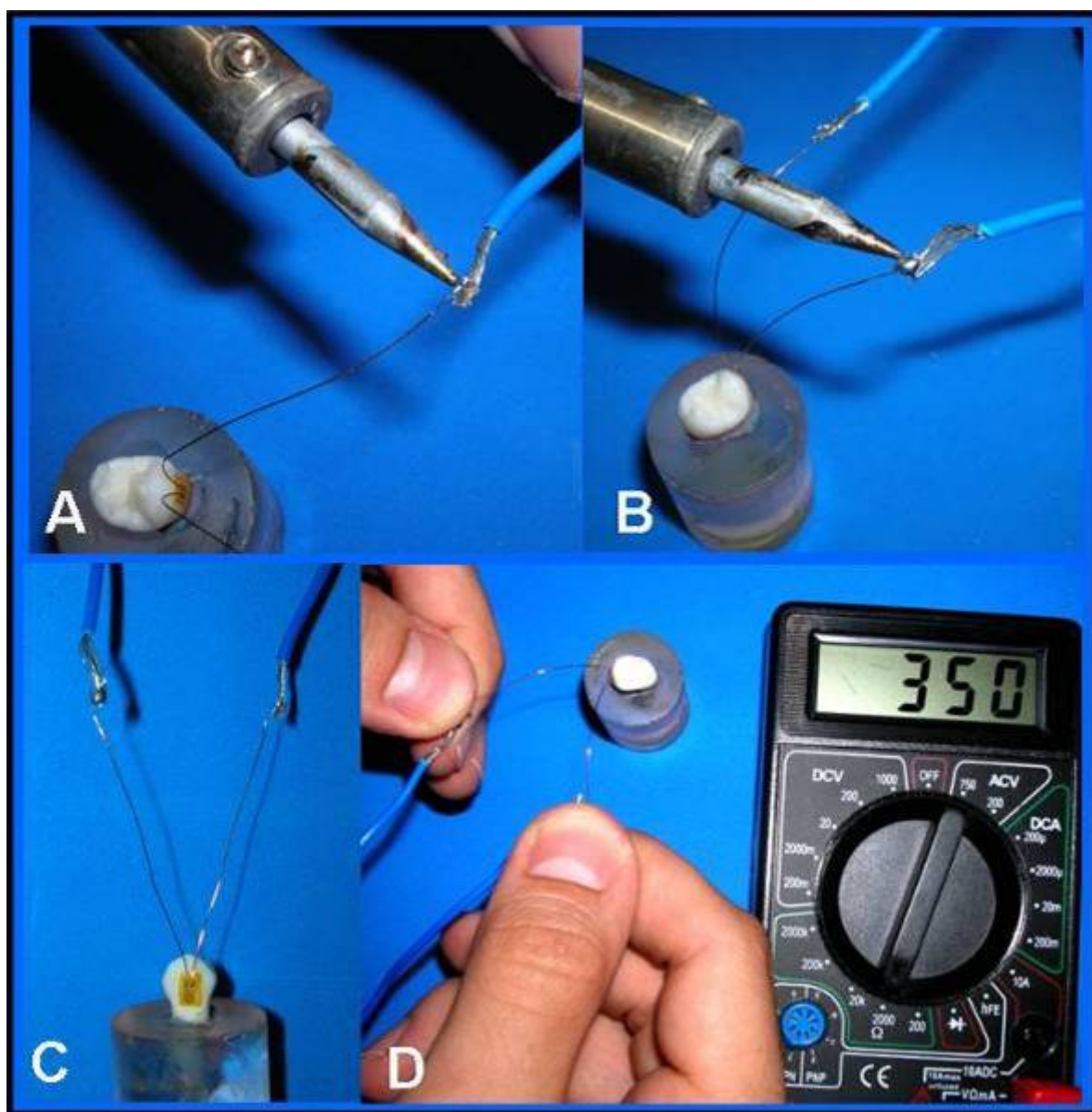


Figura 12. Conexão dos fios de cobre; A. Realização do ponto de solda no fio de ligação 1; B. Realização do ponto de solda no fio de ligação 2; C. Fios de ligação soldados; D. Aferição da resistência elétrica após soldagem dos fios.

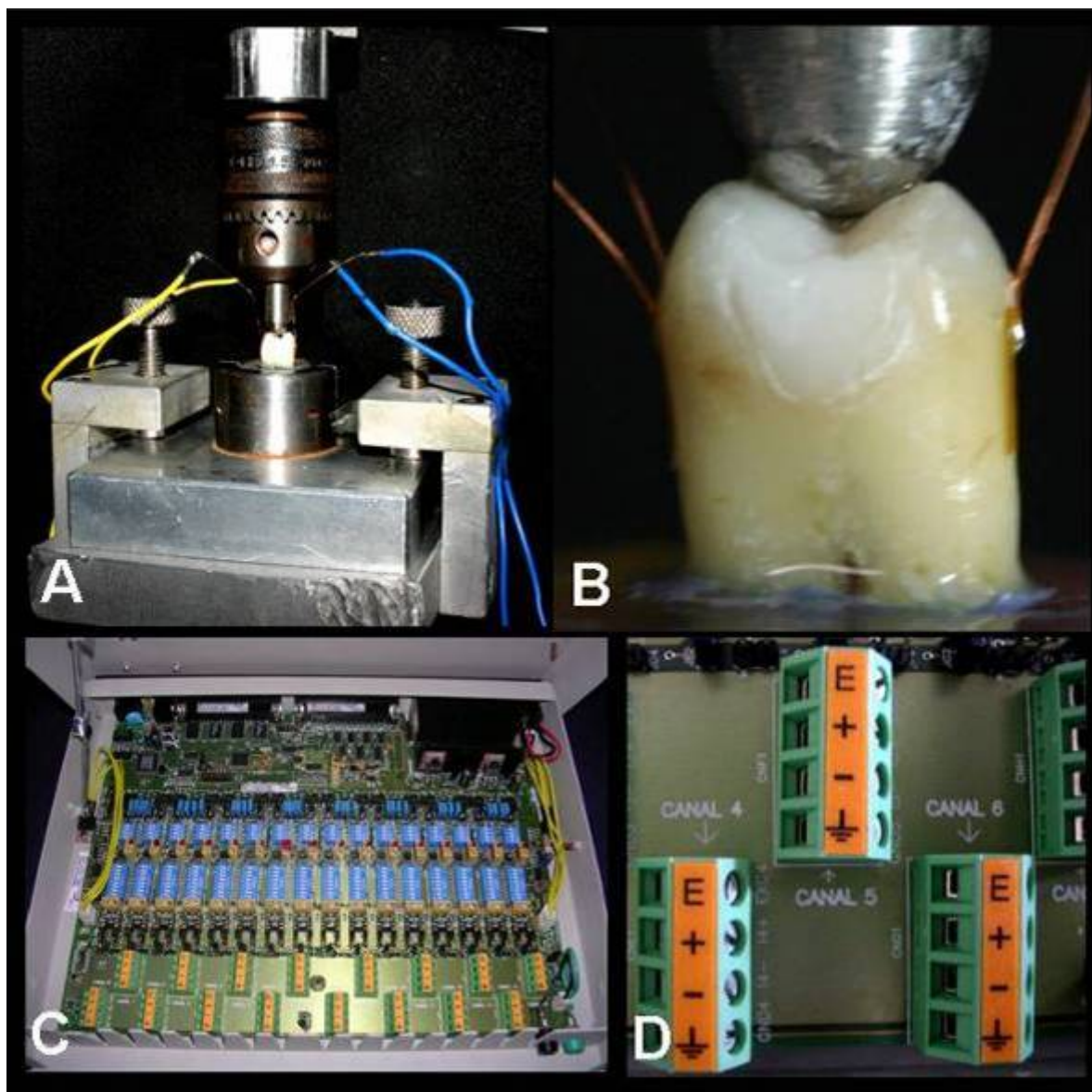


Figura 13. Montagem do sistema para aquisição dos sinais de microdeformação; A. Amostra posicionada na máquina de ensaio mecânico; B. Contato esfera-amostra e posição dos extensômetros; C. Conformação interna da placa de aquisição de dados do LIPO-FOUFU; D. Imagem aproximada enfatizando os canais 4, 5 e 6 do sistema de aquisição.

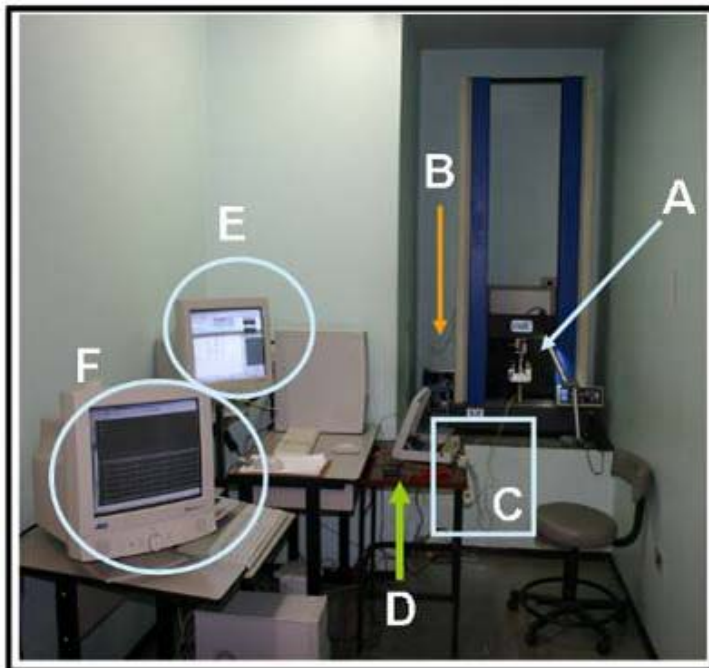


Figura 14. Associação de equipamentos para aquisição dos sinais de microdeformação; A. Amostra posicionada para aplicação da carga; B. Amostra livre de carga para compensação dos efeitos da temperatura; C. Fios conectando amostras ao sistema de aquisição de dados; D. Fio vermelho conector da placa ao software de aquisição; E. Software de comando da máquina de ensaio mecânico conectado ao sistema de aquisição de sinais; F. Software de aquisição de sinais conectado a placa de aquisição.

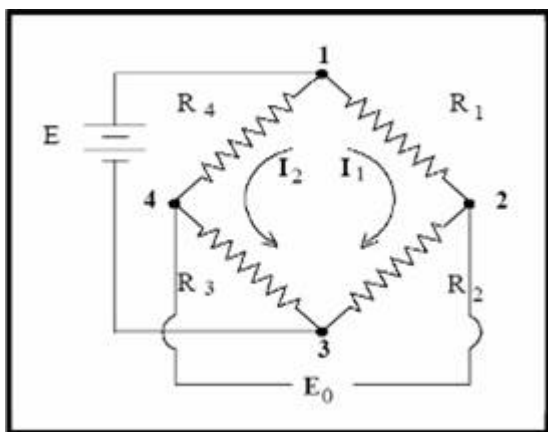


Figura 15. Esquema simplificado da ponte de Wheatstone; E. Excitação da ponte em Volts; E_0 . Saída da ponte; R_{1-4} . Resistores elétricos; I_1 . Corrente elétrica sentido horário; I_2 . Corrente elétrica sentido anti-horário.

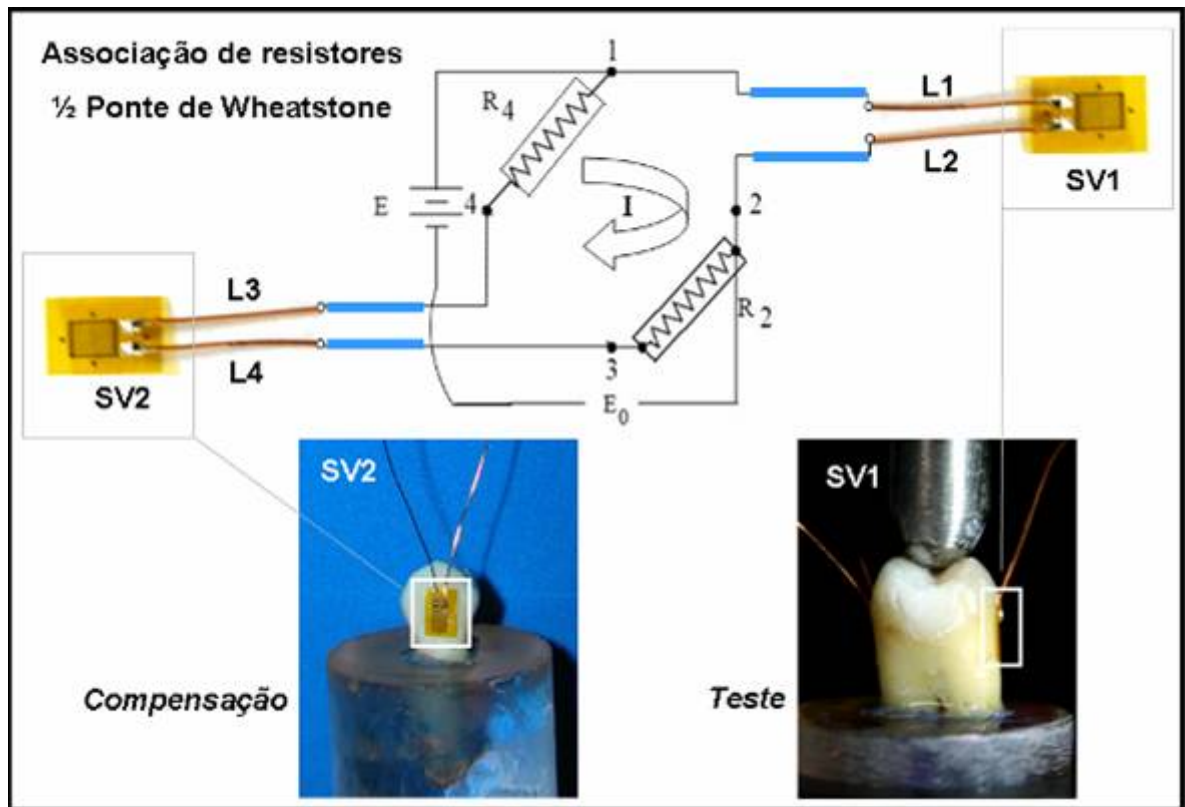


Figura 16. Esquema ilustrativo da análise de microdeformação utilizando sistema de meia-ponte de Wheatstone; $SV1$. Extensômetro colado na face vestibular do dente que recebe aplicação de carga; $L_{1,2}$. Fios de ligação do extensômetro $SV1$; $SV2$. Extensômetro colado na face vestibular do dente que não recebe aplicação de carga (compensação); $L_{3,4}$. Fios de ligação do extensômetro $SV2$.

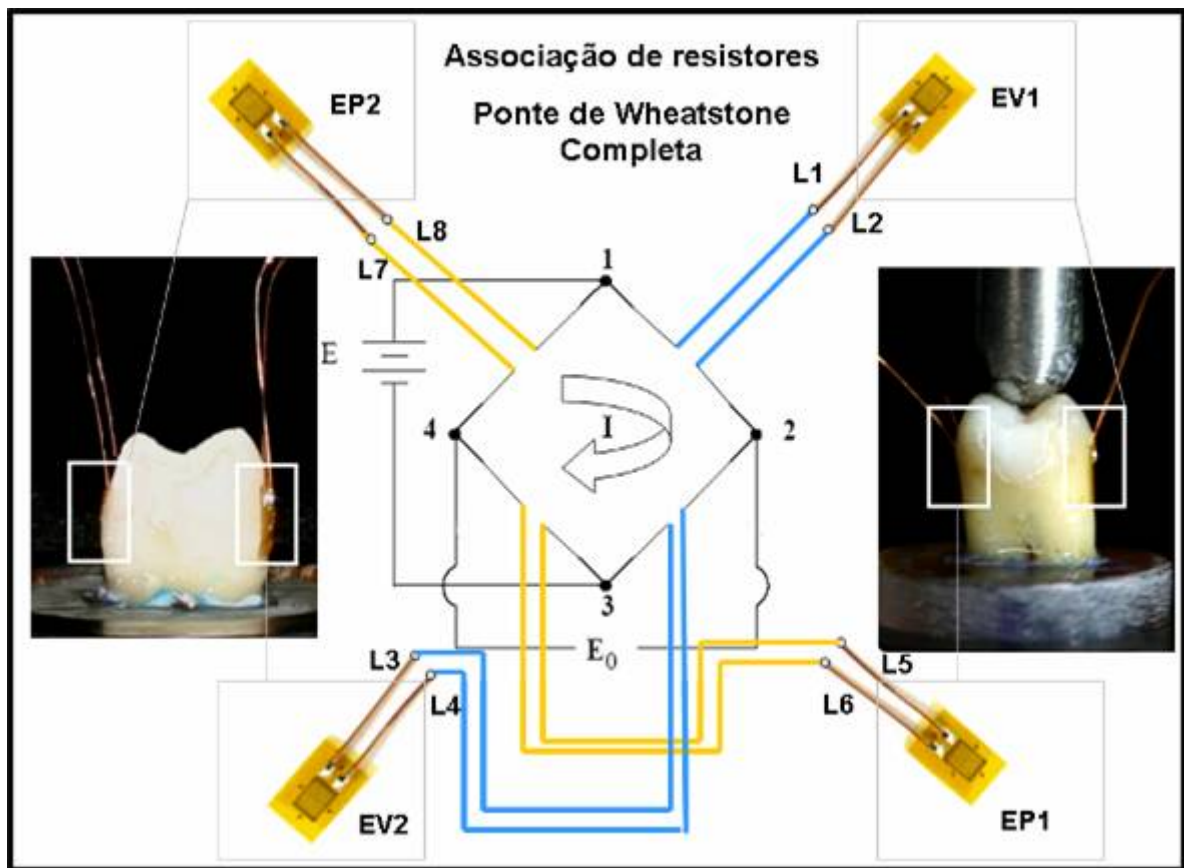


Figura 17. Esquema ilustrativo da análise de microdeformação utilizando sistema de ponte-completa de Wheatstone; SV1. Extensômetro colado na face vestibular do dente que recebe aplicação de carga; $L_{1,2}$. Fios de ligação do extensômetro SV1; SV2. Extensômetro colado na face vestibular do dente que não recebe aplicação de carga (compensação); $L_{3,4}$. Fios de ligação do extensômetro SV2. SP1. Extensômetro colado na face palatina do dente que recebe aplicação de carga; $L_{5,6}$. Fios de ligação do extensômetro SP1; SP2. Extensômetro colado na face palatina do dente que não recebe aplicação de carga (compensação); $L_{7,8}$. Fios de ligação do extensômetro SP2.

4.4 Ensaio mecânico de resistência à fratura

Após 24 horas de armazenamento em água destilada, as amostras foram submetidas à aplicação de carga axial de compressão, com velocidade de 0,5mm/minuto, por meio de esfera de 6,0mm diâmetro contatando as cúspides vestibular e palatina (Figura 18) até a fratura em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, Brasil). Os resultados foram obtidos em quilograma-força (Kgf) e submetidos à análise estatística para detecção de normalidade e homogeneidade e em seguida foi empregado análise de variância em fator único e teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

As amostras fraturadas foram analisadas em estereomicroscópio para determinar o padrão de fratura classificando-os em 4 tipos: tipo I, fraturas envolvendo pequena porção de estrutura dental coronária; tipo II, fraturas envolvendo pequena porção de estrutura dental coronária e falha coesiva da restauração; tipo III, fraturas envolvendo estrutura dental, falha coesiva e/ou adesiva da restauração, com envolvimento periodontal; tipo IV, fraturas verticais de raiz e coroa (Figura 19).

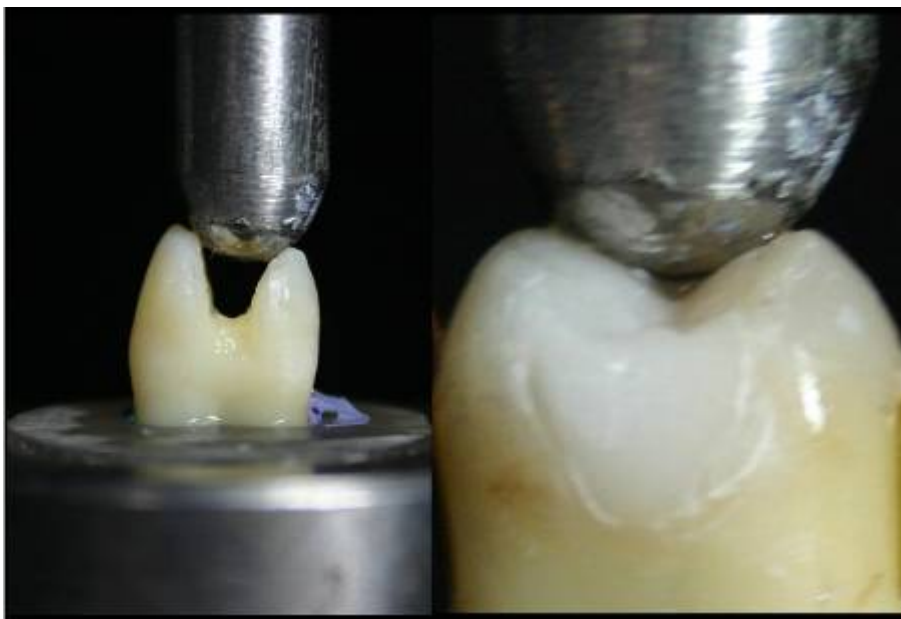


Figura 18. Aplicação de carga com esfera metálica – 6,0mm diâmetro.

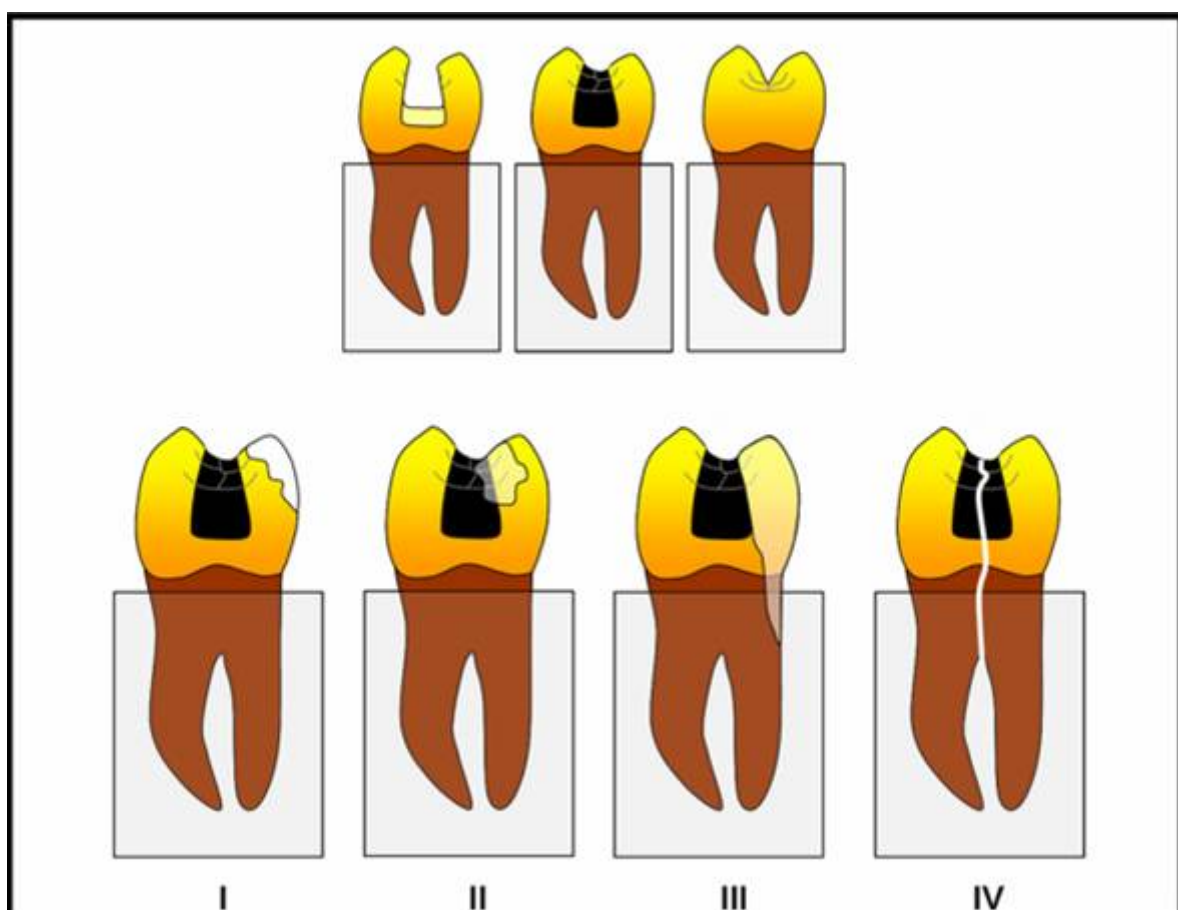


Figura 19. Esquema ilustrativo da classificação do padrão de fratura.

4.5 Ensaio de elementos finitos

Modelos planos bidimensionais simplificados foram criados a partir da secção de uma amostra de dente hígido e simulando as dimensões, no alinhamento das pontas de cúspides, do preparo diretos e indiretos, utilizando o programa Mechanical Desktop AutoCAD V6 (Autodesk, Spain). O contorno externo, a inserção no cilindro e a simulação do ligamento periodontal foram criadas (Figura 20), simulação que visa reproduzir as condições experimentais do ensaio de resistência à fratura e análise de extensometria. Sete modelos individuais foram criados neste estudo: *modelo 1*, dente hígido; *modelo 2*, dente com tratamento endodôntico e preparo MOD para restaurações diretas; *modelo 3*, dente com tratamento endodôntico e preparo MOD para restaurações indiretas; *modelo 4*, dente com tratamento endodôntico e restauração de amálgama; *modelo 5*, dente com tratamento endodôntico e restauração de resina composta; *modelo 6*, dente com tratamento endodôntico e restauração de resina laboratorial e *modelo 7*, dente com tratamento endodôntico e restauração de cerâmica.

Os dados obtidos foram exportados para o Ansys 7.1 (Ansys Inc., Houston, USA), neste programa as áreas correspondentes a cada estrutura foram plotadas e, posteriormente, malhadas com elementos isoparamétricos de 4 nós (PLANE 182) de acordo com as propriedades mecânicas de cada estrutura e dos materiais usados nos ensaios experimentais, obtidas por meio de revisão da literatura (Tabela 2). Todas as estruturas dentais e materiais empregados nos modelos foram considerados, elásticos, lineares e homogêneos (Figuras 21 a 23). Para confecção dos modelos restaurados com restaurações adesivas (modelos 5, 6 e 7) a área correspondente à restauração foi aderida pela interface com as áreas adjacentes do esmalte e dentina simulando a adesão entre as estruturas. Para simular o contato entre a restauração de amálgama com as paredes internas do preparo MOD do modelo numérico 4, foram adicionados mais 2 tipos de elementos de contato (CONTAT171 E TARGET169) que interagiram com o elemento PLANE182 na interface amálgama-dentina e amálgama-esmalte (Figura 24), empregando também coeficiente de atrito entre as estruturas idealizado como 0,5 (Arola *et*

al., 2001). Duas forças, com característica estática, 45° de inclinação em relação ao longo eixo do dente e intensidade de 5N cada foram aplicadas na vertente da cúspide vestibular e lingual, simulando o contato esfera-dente realizado nos ensaios experimentais de resistência à fratura e extensometria. Os modelos receberam restrição de movimento no contorno externo lateral e da base do cilindro. A análise da distribuição de tensões foi realizada por meio da associação quantitativa das tensões máximas principais ou critério de von Mises (Soares, 2003).

Tabela 2. Propriedades mecânicas empregadas no ensaio de elementos finitos.

Estrutura/material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Esmalte	$46,8 \times 10^3$	0,30	Wright & Yettram, 1979.
Dentina	$18,0 \times 10^3$	0,31	Joshi <i>et al.</i> , 2001.
Polpa	0,69	0,45	Kinney <i>et al.</i> , 1996.
Poliéter	50	0,45	Farah <i>et al.</i> , 1981.
Resina poliestireno	$13,5 \times 10^3$	0,31	Stafford <i>et al.</i> 2004.
Guta percha	0,93	0,40	Joshi <i>et al.</i> , 2001.
Amálgama	$15,0 \times 10^3$	0,30	Toparli <i>et al.</i> , 1999.
Resina composta	$16,6 \times 10^3$	0,24	Joshi <i>et al.</i> , 2001.
Resina laboratorial	$18,8 \times 10^3$	0,24	Informações do fabricante
Cerâmica	65×10^3	0,23	Albakry <i>et al.</i> , 2003.

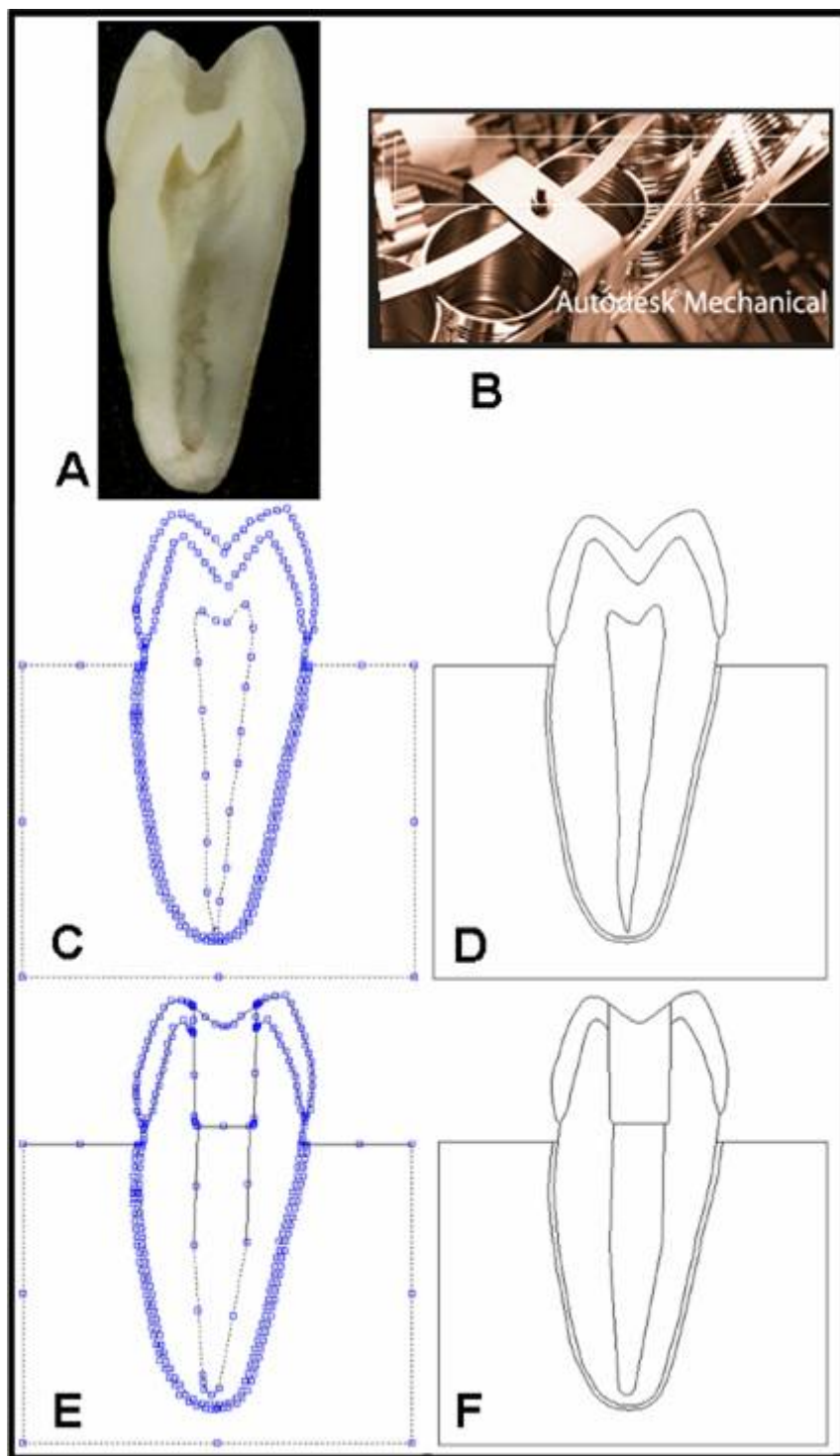


Figura 20. Confeção dos limites dos modelos numéricos; A. Fotografia obtida para geração do modelo; B. Software empregado para desenho; C. Geração dos pontos do modelo 1; D. Linhas geradas do modelo 1; E. Geração dos pontos dos modelos 6 e 7; F. Linhas geradas do modelo 6 e 7.

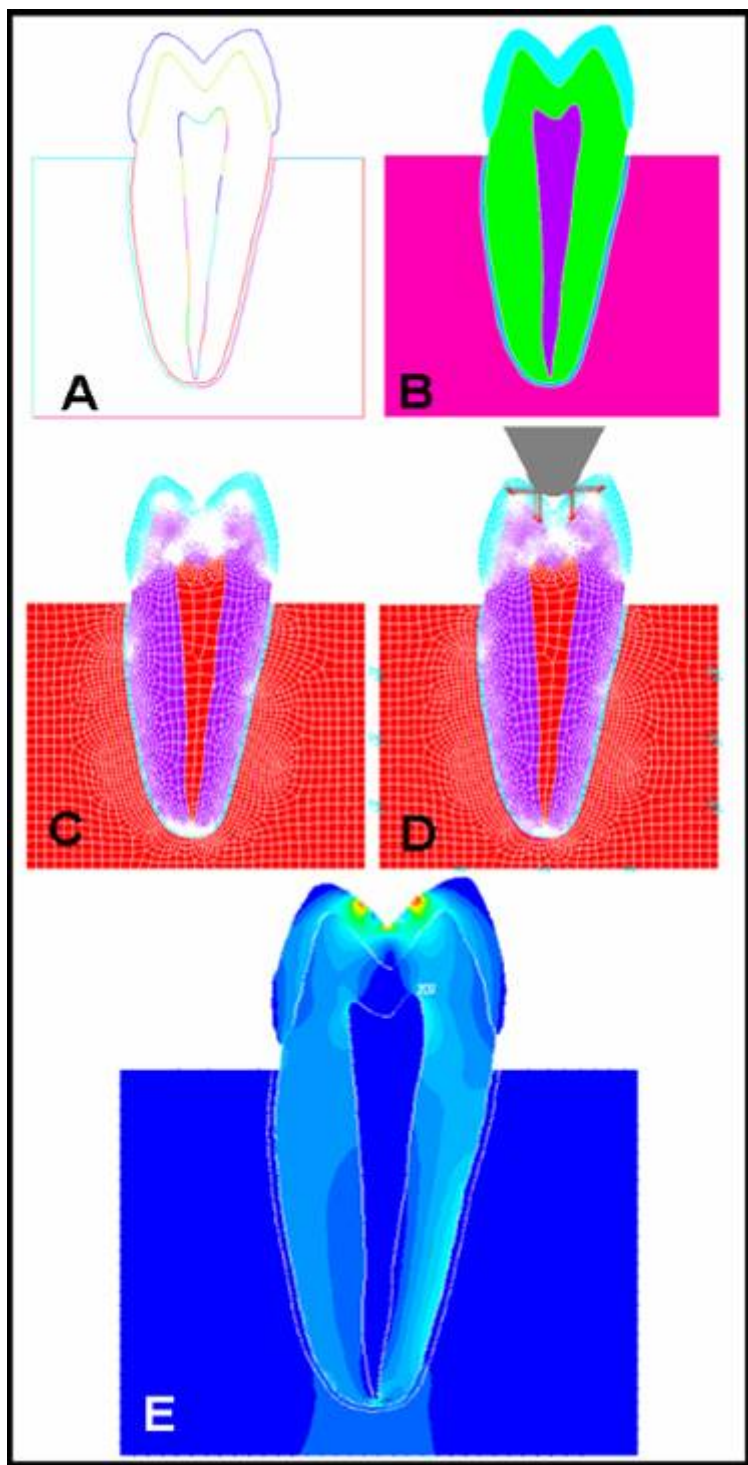


Figura 21. Geração do modelo de elementos finitos; A. Linhas exportadas do Mechanical AutoCAD; B. Áreas formadas a partir das linhas; C. Malhagem realizadas de acordo com propriedades mecânicas de cada estrutura; D. Aplicação da carga e restrição de movimento nas faces laterais e base do modelo; E. Tensões de geradas (critério de von Mises).

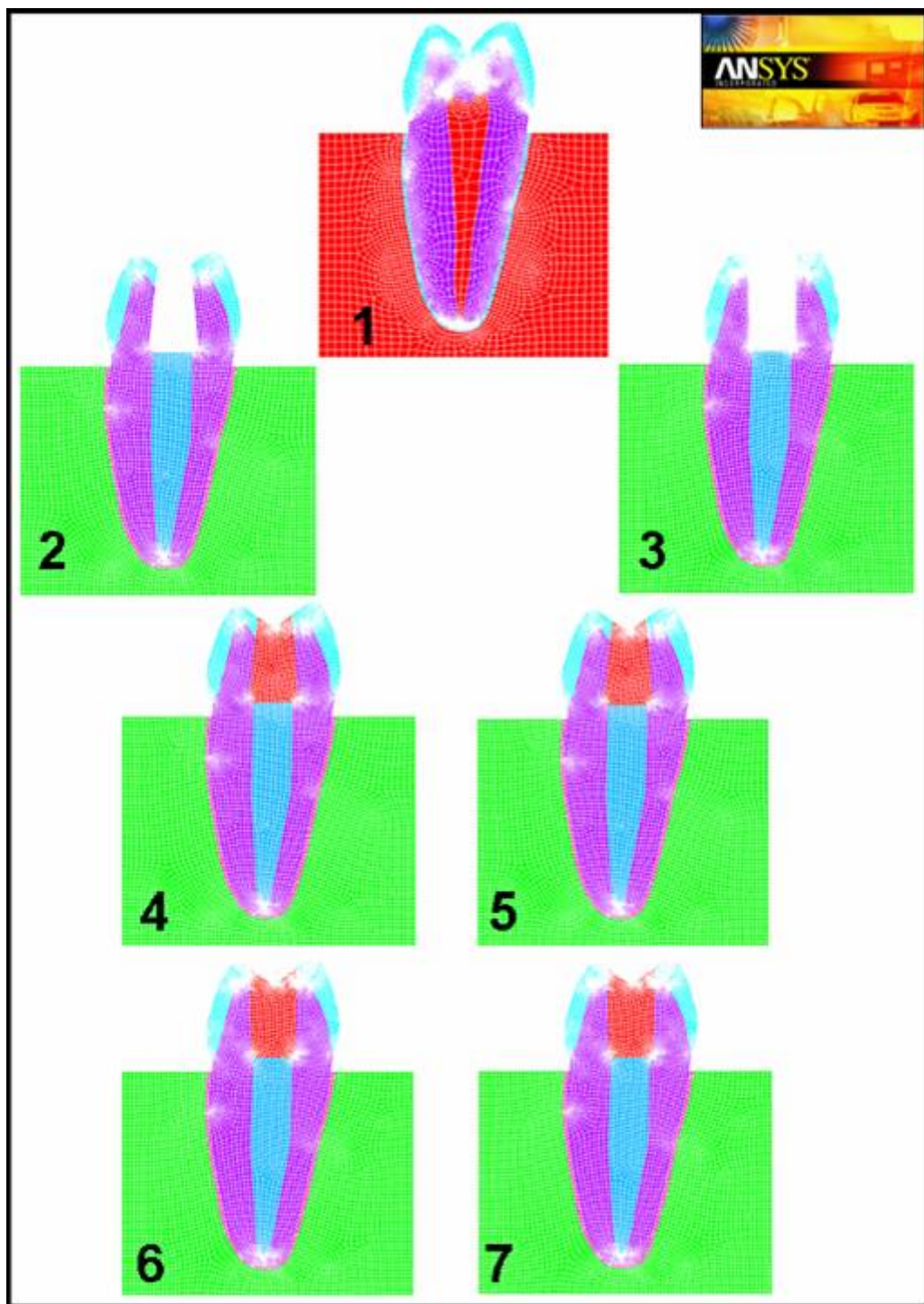


Figura 22. Modelos numéricos gerados; 1. Dente hígido; 2. Preparo para restaurações diretas; 3. Preparo para restaurações indiretas; 4. Dente restaurado com amálgama; 5. Dente restaurado com resina composta; 6. Dente restaurado com resina laboratorial; 7. Dente restaurado com cerâmica.

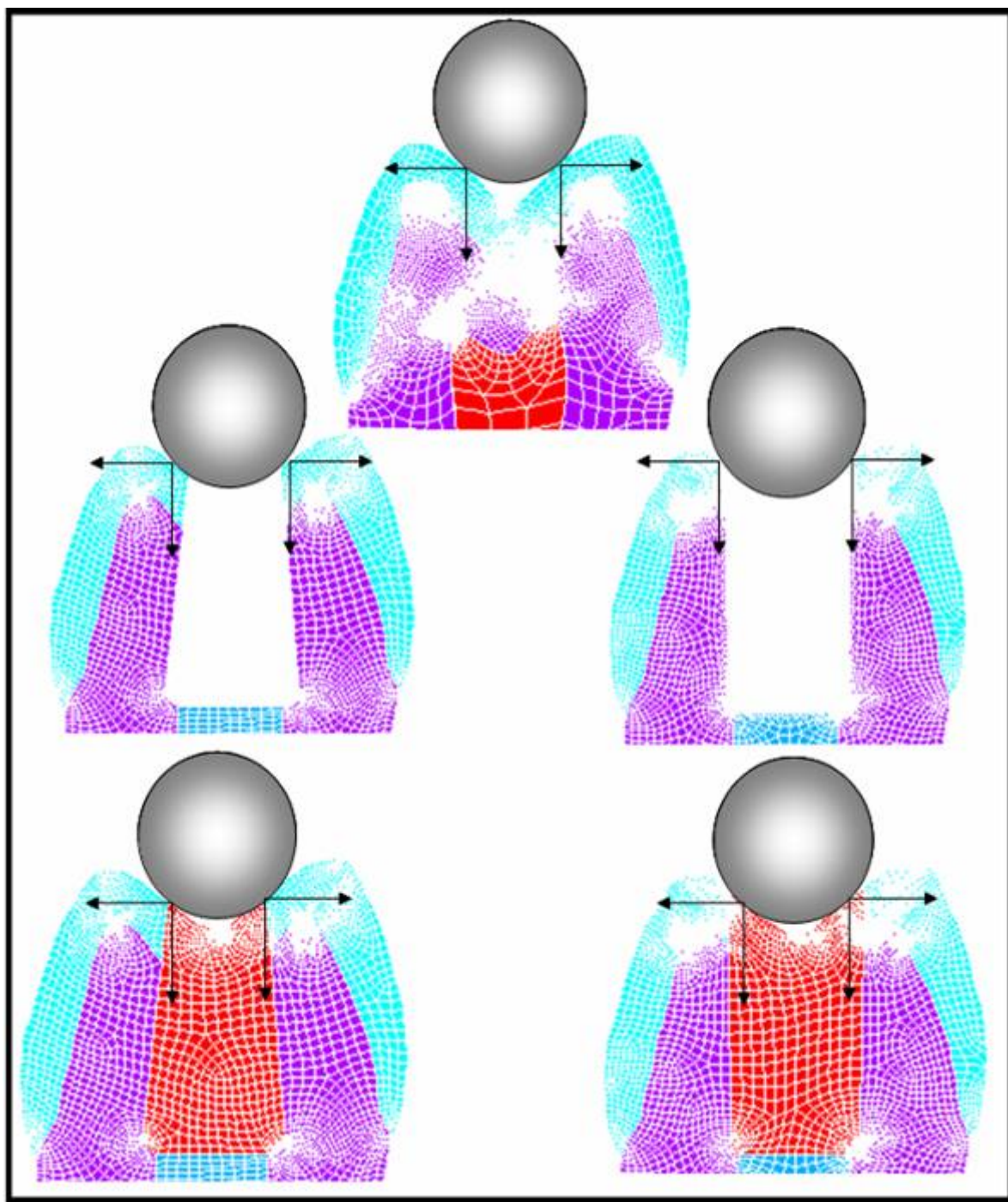


Figura 23. Ilustração do contato esfera-dente durante aplicação da carga nos diferentes tipos de modelos de elementos finitos.

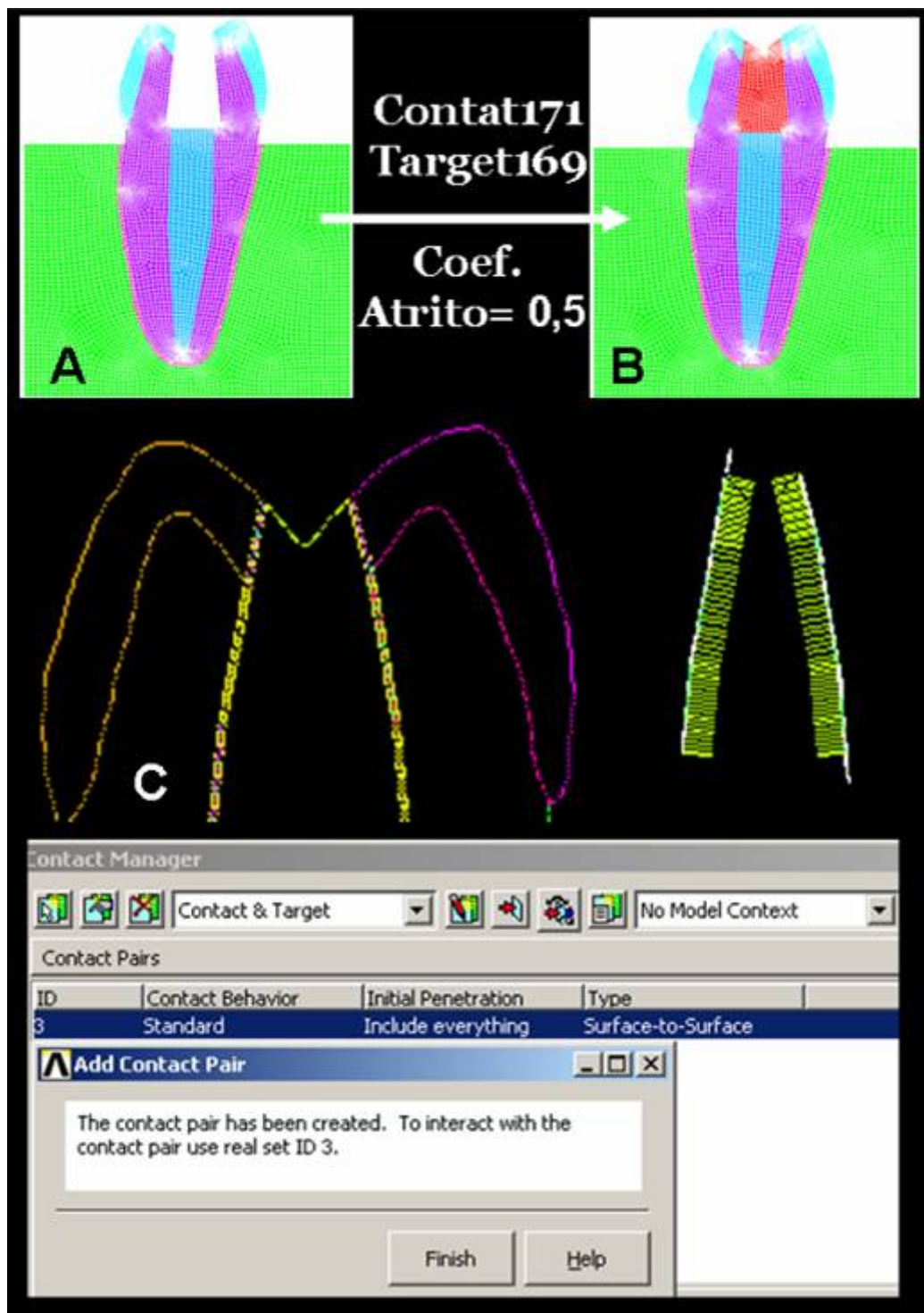


Figura 24. Confeção do modelo 4 com contato na interface amálgama-dente; A. Modelo malhado, restando apenas a área da restauração; B. Inserção de elementos de contato + coeficiente de atrito antes da malhagem da restauração; C. Solicitação do contato nas linhas correspondentes à interface amálgama-dente.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Os valores médios de resistência à fratura e o desvio padrão para os grupos experimentais estão dispostos na Tabela 3 e a distribuição do padrão de fratura está descrita na Tabela 4. A análise de variância indicou diferenças significativas entre os grupos, e o teste de Tukey ($p < 0,05$) demonstrou que o grupo 1 (controle) apresentou valores de resistência a fratura superiores aos demais grupos; os grupos restaurados com resina composta e resina laboratorial não apresentaram diferenças estatísticas, e apresentaram valores estatisticamente superiores aos demais grupos. Os valores de resistência à fratura do grupo restaurado com amálgama e grupos com preparos diretos não-restaurados foram semelhantes, sendo que o grupo com preparo indireto e não restaurado apresentou os menores valores de resistência à fratura. Em relação ao padrão de fratura, os grupos com preparos diretos e indiretos e não-restaurados, restaurados com amálgama, com resina composta e com resina laboratorial apresentaram maior incidência de fraturas catastróficas, tipo III e IV. Enquanto que as amostras do grupo controle e restaurado com cerâmica apresentaram fraturas menos severas, tipo I e II (Figura 25). Os valores de deformação de cúspides estão descritos nas Tabelas 5 e ilustrados nas Figuras 26 e 27. As restaurações adesivas apresentaram maior similaridade de deformação com os dentes hígidos. No entanto, dentes não-restaurados e restaurados com amálgama apresentaram similaridade de resistência e deformação de cúspides com maior intensidade que os demais grupos. As cúspides palatinas apresentaram maiores níveis de deformação. Na análise de elementos finitos observou-se maior similaridade no nível de distribuição de tensões no interior da estrutura dental entre os modelos hígido e restaurados com restauração adesiva direta e cerâmica (modelos 1, 5 e 7). Os modelos numéricos não-restaurados (2 e 3), restaurado com amálgama (4) e resina laboratorial (6) apresentaram similaridade de distribuição de tensões, com altos níveis de concentração de tensões nas paredes do preparo cavitário e do canal radicular (Figuras 28 a 31).

Tabela 3. Valores de resistência a fratura (Kgf) e análise estatística – teste Tukey ($p < 0,05$).

Grupos	Resistência a fratura (Kgf) e Desvio Padrão	Análise estatística
H	114,7 (23,60)	A
RCD	94,3 (20,61)	B
RCI	93,0 (18,40)	B
CE	78,7 (13,11)	C
AM	41,5 (16,38)	D
PD	38,7 (15,11)	D
PI	22,9 (14,21)	E

Tabela 4. Distribuição do padrão de fratura entre os grupos.

Grupos	Tipo de fratura			
	I	II	III	IV
H	7	3	-	-
PD	2	-	-	8
PI	1	-	-	9
AM	-	1	2	7
RCD	-	3	4	3
RCI	-	-	1	9
CE	1	8	1	-

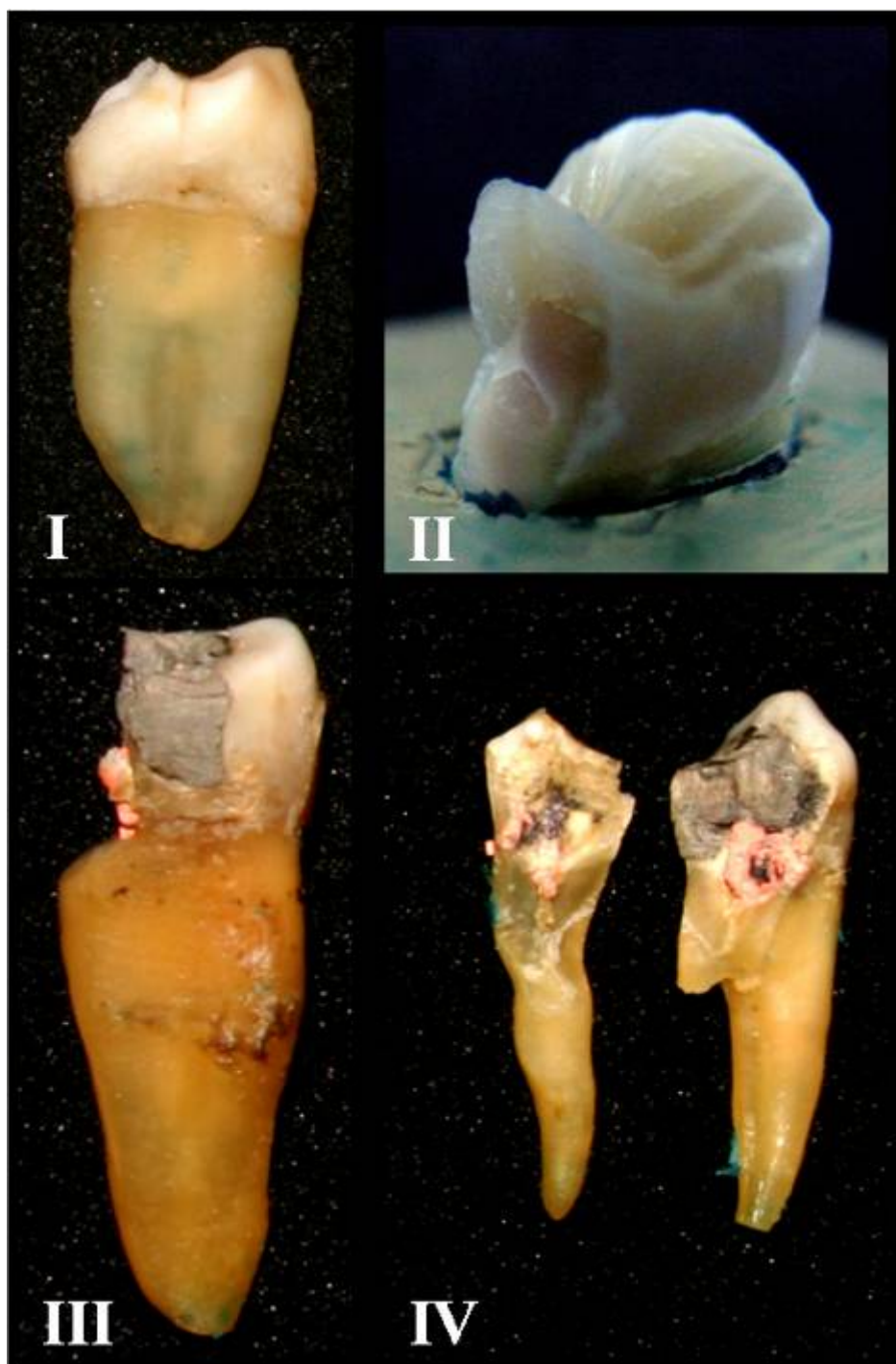
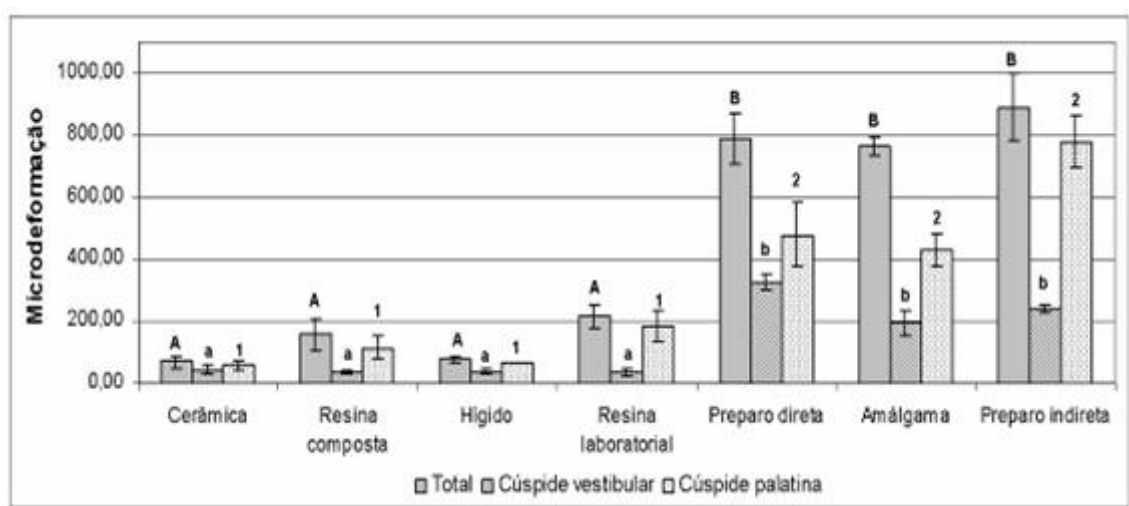


Figura 25. Ilustração dos resultados do padrão de fratura; I. fraturas envolvendo pequena porção de estrutura dental coronária; II. fraturas envolvendo pequena porção de estrutura dental coronária e falha coesiva da restauração; III. fraturas envolvendo estrutura dental, falha coesiva e/ou adesiva da restauração, com envolvimento periodontal; IV. fraturas verticais de raiz e coroa.

Tabela 5. Valores médios de microdeformação das cúspides vestibular (V) e palatina (P) em função da intensidade de força aplicada.

Força (N)	Higido		Preparo Rest. Direta		Preparo Rest. Indireta		Amálgama		Resina Composta		Resina Laboratorial		Cerâmica	
	V	P	V	P	V	P	V	P	V	P	V	P	V	P
0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10	3.8	5.8	9.0	21.9	6.5	9.8	8.9	18.8	8.2	38.2	11.9	10.7	2.0	6.1
20	8.3	11.4	14.3	30.4	13.4	16.2	17.3	25.1	14.5	50.5	15.1	19.9	6.8	15.2
30	14.2	13.6	37.4	38.7	25.4	30.8	22.5	45.5	20.8	58.9	18.3	30.3	12.2	19.8
40	14.2	13.6	47.7	49.1	74.9	90.1	32.9	70.5	21.0	63.1	18.3	42.9	15.1	21.7
50	14.5	19.8	66.1	74.2	135.2	127.3	51.4	89.6	22.9	71.4	18.3	59.7	20.0	28.7
60	18.0	29.1	83.4	109.8	146.1	178.3	67.2	102.5	25.0	73.5	21.3	82.9	24.2	30.9
70	20.1	32.3	122.9	158.2	165.0	239.5	87.6	123.1	27.1	79.8	24.4	91.0	24.2	32.9
80	21.4	38.6	152.4	189.4	176.4	337.6	98.0	155.1	29.2	85.9	24.4	105.7	29.9	37.1
90	21.4	38.6	175.6	233.2	182.9	399.5	111.4	177.0	29.2	90.2	27.6	118.4	34.1	44.5
100	25.3	46.9	200.9	270.7	198.8	474.7	123.9	206.5	30.3	94.3	27.6	132.8	36.2	46.6
110	25.3	50.7	232.7	335.3	206.5	564.4	147.0	302.6	32.2	98.5	30.8	143.4	34.1	48.7
120	34.6	54.3	237.0	374.9	207.7	616.7	157.5	337.1	34.2	100.6	30.8	151.8	36.9	50.7
130	35.8	60.4	240.2	394.7	209.9	699.4	180.6	384.2	34.2	102.7	30.8	164.1	36.9	52.0
140	35.8	63.6	255.4	427.8	234.8	728.3	186.9	412.5	35.3	111.1	30.8	172.6	41.7	56.1
150	37.9	63.6	325.2	477.2	241.7	777.8	195.3	428.3	35.3	113.2	34.0	185.2	43.1	57.4



Letras Maiúsculas demonstram diferença estatística para associação de cúspides;
 Letras minúsculas demonstram diferença estatística para cúspides vestibulares;
 Algarismos arábicos demonstram diferença estatística para cúspides palatinas.

Figura 26. Gráfico dos valores médios e desvio padrão de microdeformação para os grupos com aplicação máxima de 150N, e análise estatística.

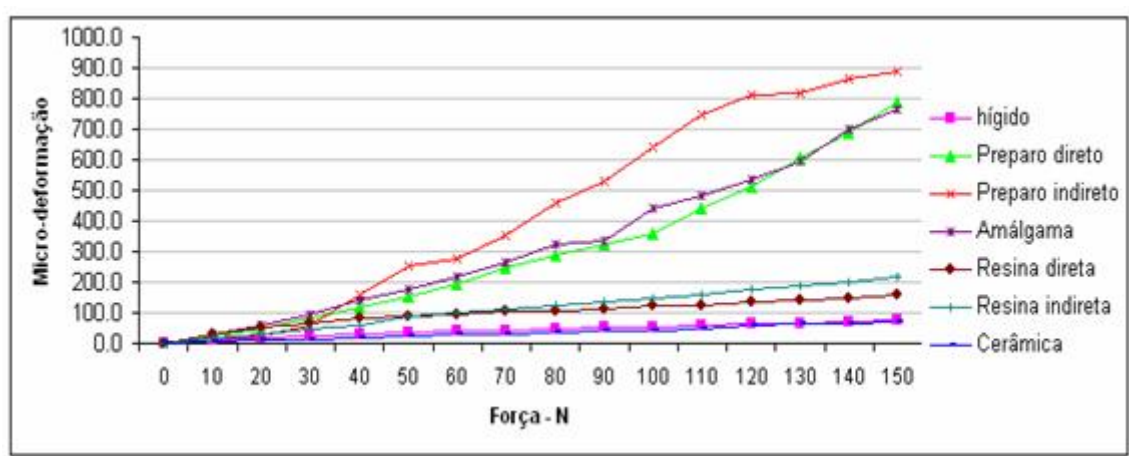


Figura 27. Gráfico da variação de microdeformação da associação das cúspides vestibular e lingual para os diferentes grupos experimentais (μ s).

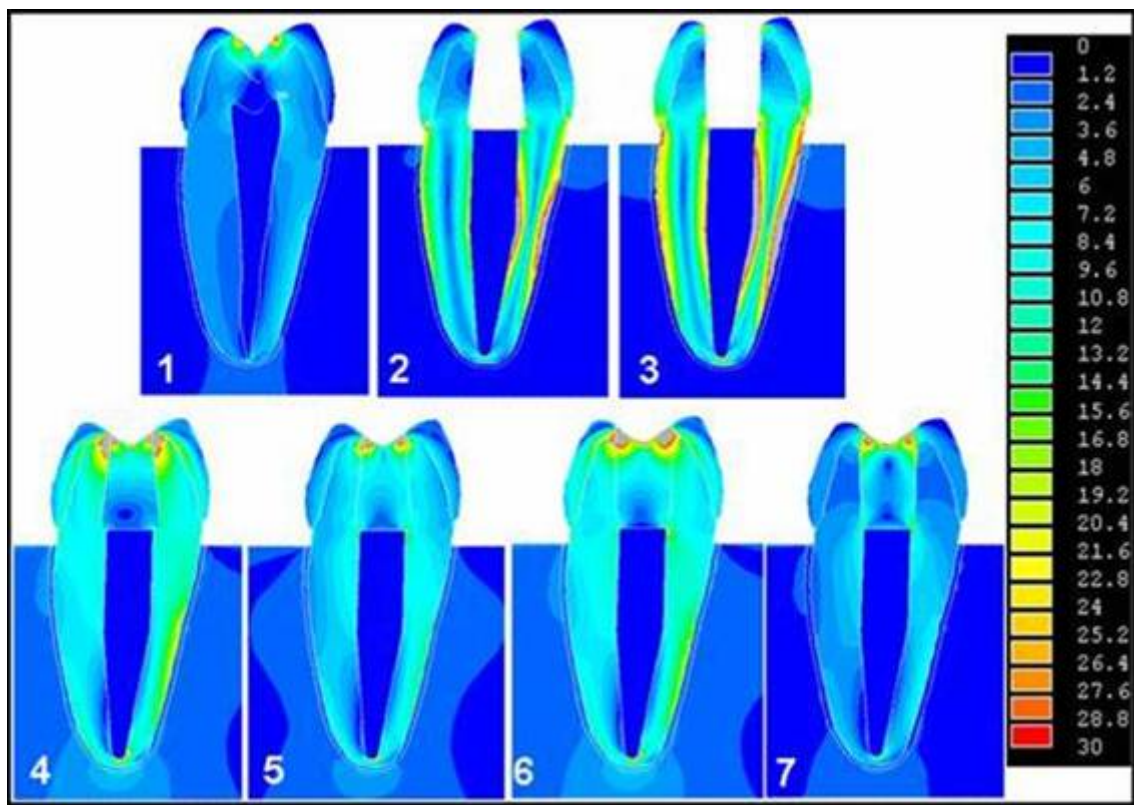


Figura 28. Análise da distribuição de tensões (MPa) de von Mises; 1. Dente hígido; 2. Preparo para restaurações diretas; 3. Preparo para restaurações indiretas; 4. Dente restaurado com amálgama; 5. Dente restaurado com resina composta; 6. Dente restaurado com resina laboratorial; 7. Dente restaurado com cerâmica.

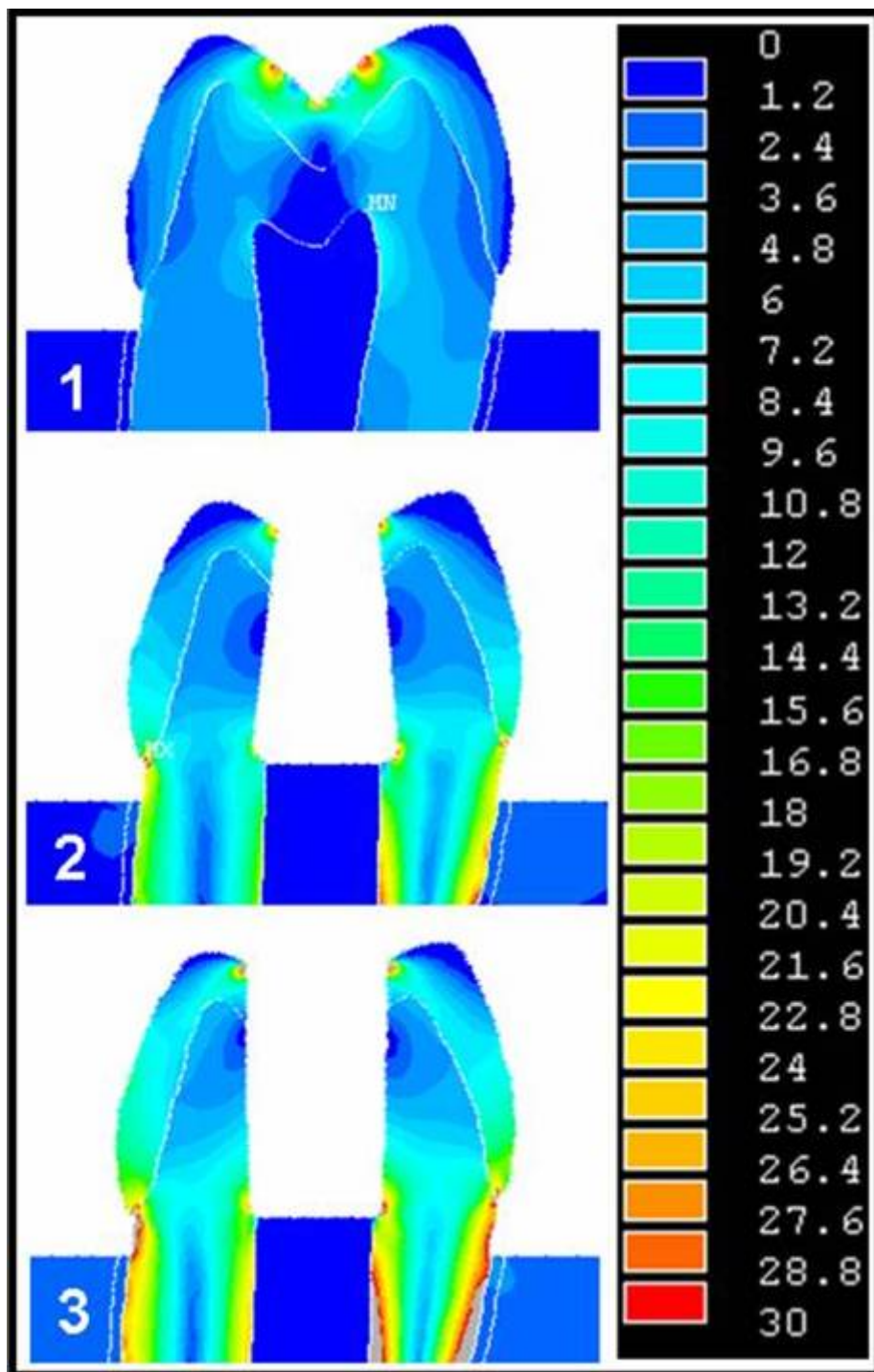


Figura 29. Análise da distribuição de tensões (MPa) de von Mises; 1. Dente hígido; 2. Preparo para restaurações diretas; 3. Preparo para restaurações indiretas.

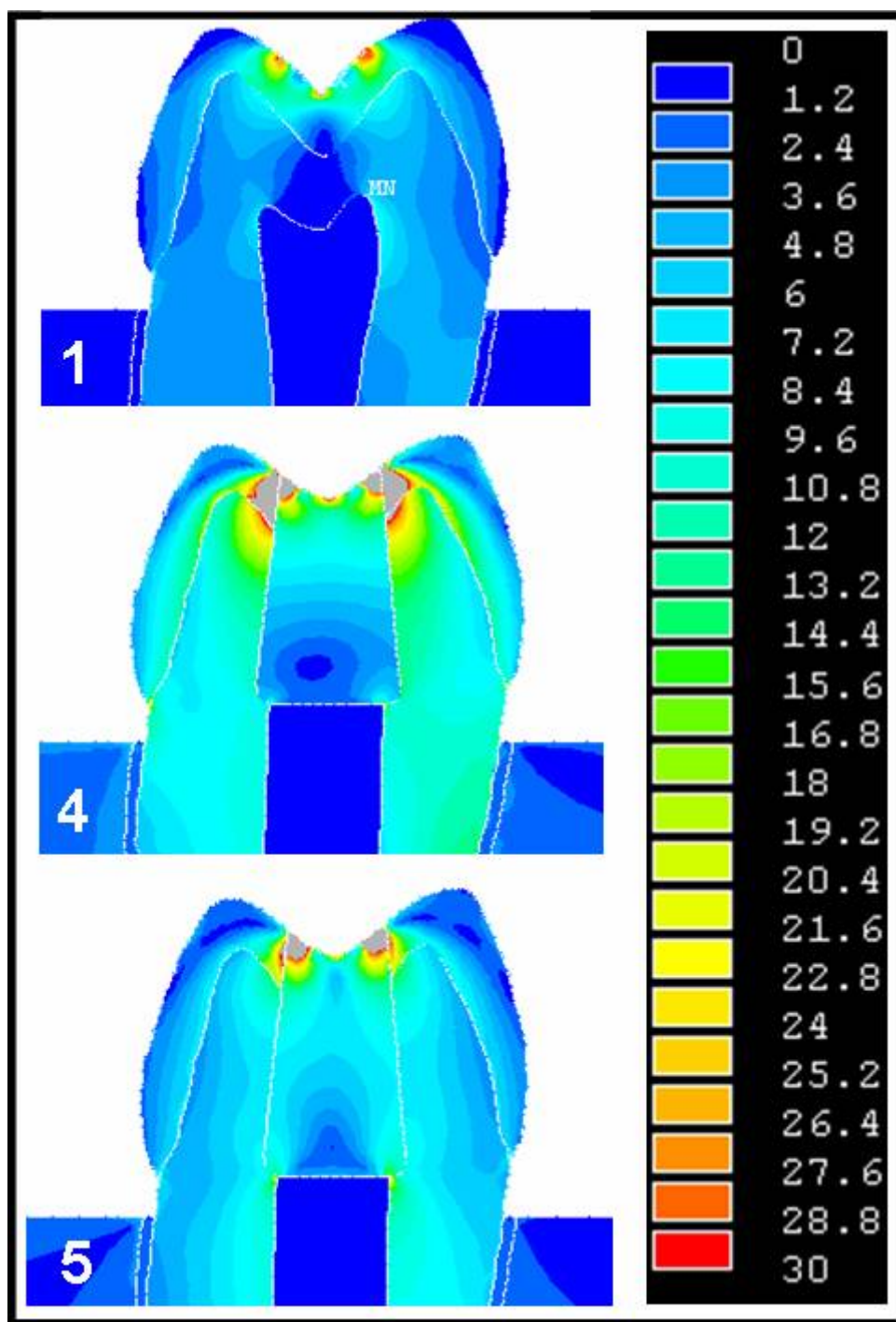


Figura 30. Análise da distribuição de tensões (MPa) de von Mises; 1. Dente hígido; 4. Dente restaurado com amálgama; 5. Dente restaurado com resina composta.

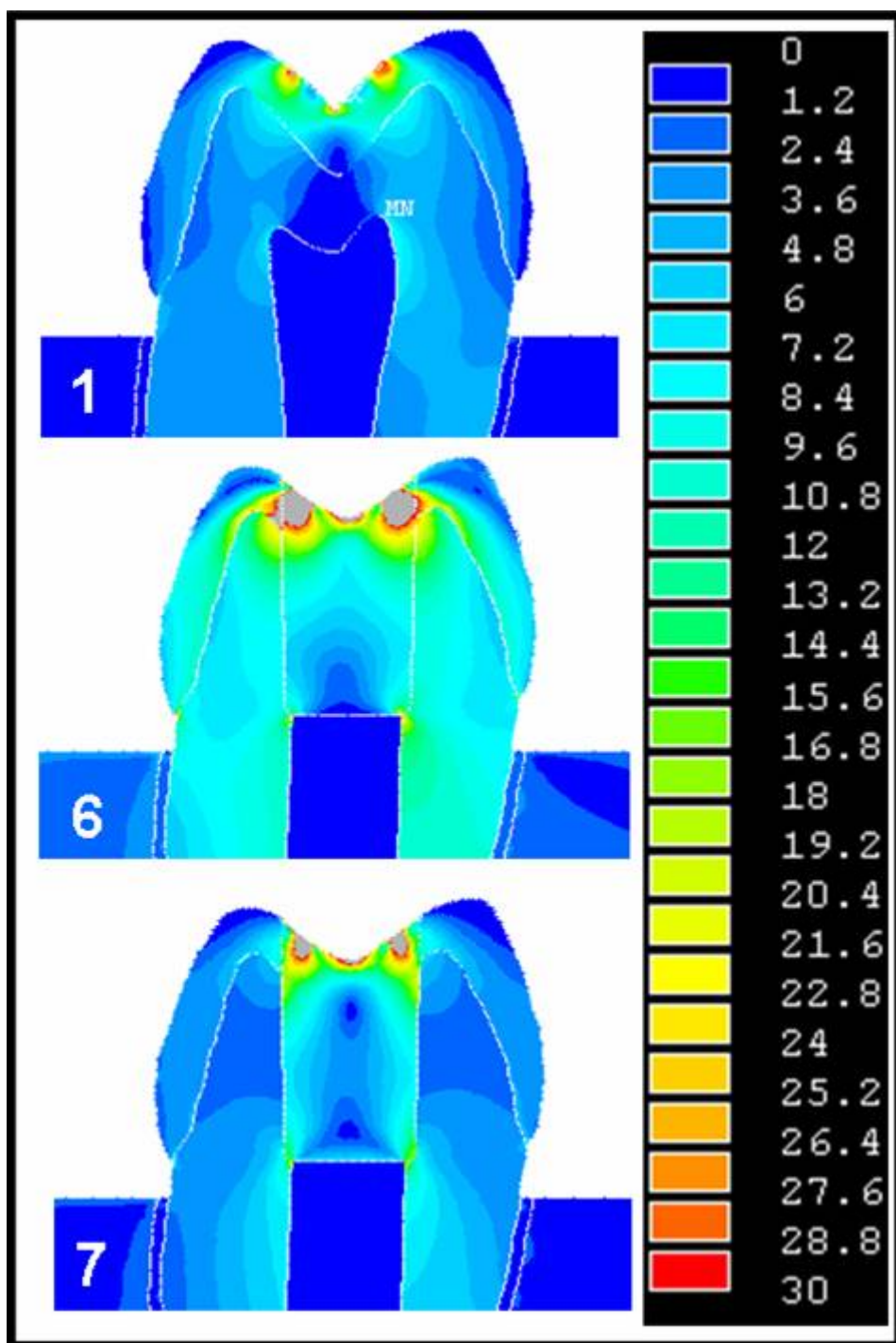


Figura 31. Análise da distribuição de tensões (MPa) de von Mises; 1. Dente hígido; 6. Dente restaurado com resina laboratorial; 7. Dente restaurado com cerâmica.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A primeira hipótese foi aceita, a perda de estrutura dental pela realização de preparo cavitário reduziu significativamente a resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente. Ainda foi verificado que a maior remoção de estrutura dental ocasionada pela expulsividade do preparo indireto acentua a fragilidade do dente. Por outro lado, a segunda hipótese foi rejeitada, pois nenhuma das técnicas restauradoras conseguiu recuperar a resistência do dente em valores similares aos dentes hígidos.

Sabe-se também que os pré-molares superiores apresentam forma anatômica, volume de coroa e proporção coroa/raiz desfavorável, tornando-os mais susceptíveis a fratura de cúspides quando submetidos à aplicação de carga oclusal (Khera *et al.*, 1990; Burke, 1992; Wu *et al.*, 2004; Schwartz & Robbins, 2004). Neste trabalho, o grupo controle (H) apresentou valor médio de resistência à fratura de 114,7 Kgf como demonstrado em outros trabalhos, sendo que esta variação encontrada na literatura pode ser, por exemplo, consequência do tipo e tamanho do contato dispositivo/amostra, velocidade do ensaio, armazenamento dos dentes durante a aplicação da carga. Em estudos anteriores, os valores de resistência à fratura de dentes hígidos variaram entre 90 e 160Kgf (Eakle, 1986; Mondelli *et al.*, 1980; Larson *et al.*, 1981; Ausiello *et al.*, 1997; Mondelli *et al.*, 1998). Outro aspecto que pode contribuir para a variabilidade de valores de resistência de pré-molares é a anatomia dental que, mesmo sob padronização dimensional, ainda resulta em grande quantidade de detalhes anatômicos que podem modificar a transição entre força aplicada e tensões geradas no interior da estrutura.

A preservação máxima de estrutura hígida e emprego dos princípios de biomimetismo nos procedimentos restauradores favorece a maior longevidade do complexo dente-restauração. Neste contexto, os dentes tratados endodonticamente são considerados mais susceptíveis a fratura, principalmente, por apresentarem remoção de estrutura dental durante a terapia endodôntica (Burke, 1992; Trope *et al.*, 1986; Schwartz & Robbins, 2004). Existem controvérsias com relação à alteração química e ultra-estrutural

da dentina tratada endodonticamente, e sua influência na resistência à fratura. Estudos como o de Ross (1980), têm demonstrado redução da hidratação e alteração de estruturas orgânicas da dentina após tratamento endodôntico. No entanto, outros trabalhos demonstram que estas alterações não influenciam nos resultados de resistência a fratura obtida por meio de testes laboratoriais (Sedgley & Messer, 1992; Pilo *et al.*, 2002). A qualidade e quantidade de estrutura remanescente parece ser o fator mais importante para a resistência à fratura. Neste contexto, a presença das cúspides palatina e vestibular, com as cristas marginais mesial e distal, resultam em círculo de estrutura dental que promove reforço e manutenção da integridade de coroa e dental (Ross, 1980; Reeh *et al.*, 1989; Schwartz & Robbins, 2004; Hansen *et al.*, 1990).

Neste trabalho, as amostras com preparos diretos e indiretos não-restauradas, apresentaram diferenças significativas nos valores de resistência à fratura, apresentando 66,3% e 80,1% de redução da resistência, respectivamente, quando comparadas com o grupo de dentes hígidos (controle). Resultados similares foram demonstrados no estudo de Mondelli *et al.* (1980) e Steele & Johnson (1999). De acordo com Reeh *et al.* (1989), o acesso ao canal e realização de tratamento endodôntico em dentes intactos reduz a resistência à fratura em 5%, no entanto, quando associado a preparo MOD, a resistência é reduzida para 69%. Mondelli *et al.* (1980), relataram que pré-molares superiores sem tratamento endodôntico, com preparos MOD de profundidade próxima a 2,5mm apresentam somente 36% da resistência à fratura quando comparados a pré-molares hígidos.

As amostras restauradas com amálgama apresentaram 63,8% de redução da resistência à fratura quando comparados aos dentes hígidos, apresentando valores similares aos encontrados nos grupos com preparos diretos não-restaurados. Como ocorreu no estudo de Hansen *et al.* (1990), dentes tratados endodonticamente com presença de extensa remoção de estrutura necessitam de restaurações com princípios adesivos. Neste estudo, as restaurações de amálgama não demonstraram eficiência quando empregadas em preparos intra-coronários, no entanto, quando utilizadas em preparos que recobrem as cúspides, as restaurações de amálgama podem

apresentar resultados mais efetivos com relação ao reforço e resistência à fratura (Linn & Messer, 1994; Hansen *et al.*, 1990; Goering & Mueninghoff, 1983; Assif *et al.*, 2003).

O contato do cilindro com a superfície oclusal das amostras não-restauradas e restauradas com amálgama promoveu efeito de cunha entre as cúspides palatina e vestibular, fator determinante para redução dos valores de resistência à fratura e dos padrões de fratura mais catastróficos encontrados nestas amostras. A diferença dos valores de resistência à fratura encontrados entre os grupos não-restaurados pode estar relacionada à maior remoção de estrutura promovida pela dimensão do preparo MOD, assim como relatado por Burke (1992). A não formação de corpo único entre restaurações de amálgama e estrutura dental e a capacidade de deformação deste material são fatores que contribuíram para os baixos valores de resistência e maiores índices de fraturas catastróficas neste grupo.

Por outro lado, as amostras restauradas com materiais adesivos ou fixadas adesivamente apresentaram maiores valores de resistência à fratura, quando comparadas a amostras restauradas com amálgama e não-restauradas. A presença de restauração em resina composta, resina laboratorial e cerâmica promoveu redução na resistência de 17,7%, 18,9% e 31,3%, respectivamente em relação aos dentes hígidos. Este tipo de reforço, resultante de princípios de união adesiva promovida pela integração híbrida entre dente-restauração, e propriedades mecânicas dos materiais restauradores demonstrado pelas amostras restauradas com materiais adesivos coincide com resultados encontrados na literatura (Eakle, 1986; Ortega *et al.*, 2004; Hurmuzlu *et al.*, 2003; Morin *et al.*, 1984; Reel & Mitchell, 1989; Hansen, 1988; Schatz *et al.*, 2001; Cerutti *et al.*, 2004; Dietschi & Moor, 1999; Magne & Belser, 2003; Touati & Aidan, 1997; Soares *et al.*, 2004). As amostras restauradas diretamente com resina composta apresentaram resistência à fratura similar as amostras restauradas com resina laboratorial. Apesar da diferença de remoção de estrutura dental, verificada entre os dois tipos de preparo, não refletiu em diferença entre o comportamento dos dois grupos experimentais, fato que pode ser explicado pela similaridade entre os

dois materiais restauradores. Pois, embora seja diferente a forma de confecção, ambos são materiais compósitos com volume e composição de carga muito similar. Desta forma a capacidade adesiva e a característica do material representaram a eliminação da diferença ocorrida entre os dois tipos de preparo quando não restaurados.

As propriedades mecânicas dos materiais restauradores podem influenciar no comportamento e propagação da fratura no interior do complexo dente/restauração (Burke, 1992; Magne & Belser, 2003; Soares *et al.*, 2004). Este trabalho apresenta variação do tipo de fratura entre as amostras, podendo-se observar correlação com resultados demonstrados por Soares *et al.* (2004). Neste estudo, amostras restauradas com resina laboratorial apresentaram padrão de fratura mais severo, quando comparados com amostras restauradas com cerâmica. Este comportamento também foi demonstrado neste trabalho, no qual pré-molares restaurados com resina laboratorial apresentaram maior número de fraturas catastróficas, provavelmente causada pelo menor valor de seu módulo de elasticidade, o que resulta em menor rigidez e maior dissipação das tensões para estruturas adjacentes (Magne & Belser, 2003). Ao contrário, como as restaurações cerâmicas apresentam módulo de elasticidade e rigidez superiores (Magne & Belser, 2003), e alta friabilidade (Soares *et al.*, 2004), as tensões geradas se concentram no interior do material restaurador e promove formação de trincas e propagação de fraturas, o que desencadeia em fraturas coesivas e prematuras da amostra, localizadas principalmente no interior do material.

As cúspides linguais foram envolvidas em todas as fraturas severas, tipo III e IV, por serem cúspides funcionais e apresentarem menor volume de estrutura dental do que as não-funcionais, apresentando maior propensão à fratura (Khera *et al.*, 1990).

Apesar de serem empregados com alta frequência e apresentarem grande credibilidade, os ensaios laboratoriais mecânicos destrutivos apresentam limitações no fornecimento de informações ultra-estruturais e biomecânicas do comportamento das amostras pré-fratura. Sugerem-se então, análises laboratoriais não-destrutivas, como ensaios de elementos finitos e

extensometria, para análise comportamental da deformação de cúspides e distribuição de tensões.

A terceira hipótese postulada foi aceita, os níveis de deformação de cúspides e modo de distribuição de tensões foram influenciados diretamente pela quantidade de remoção de estrutura dental e tipo de material restaurador. A preservação máxima de estrutura hígida e emprego de princípios de biomimetismo durante os procedimentos restauradores, favorece a maior longevidade do complexo dente-restauração. A quarta hipótese também foi aceita, pois o comportamento das amostras utilizadas nos ensaios laboratoriais de deformação de cúspide está diretamente relacionado com o comportamento mecânico das amostras fraturadas durante o ensaio de resistência a fratura e distribuição de tensões obtidas pela análise de elementos finitos.

A deformação de estruturas pode ocorrer por meio de concentração de tensões conseqüentes da aplicação de carga, podendo acontecer em regime elástico, ou seja, a integridade ultra-estrutural do corpo não foi afetada, ou em regimes plásticos que podem levar a formação de trincas, propagação de fraturas e colapso da estrutura. A relação direta e linear entre tensão e deformação é promovida, principalmente, pelo módulo de elasticidade, o qual é admitido como importante propriedade mecânica, fundamental para o conhecimento do comportamento biomecânico das estruturas e suas associações (Rees *et al.*, 1994).

Clinicamente, dentes posteriores restaurados podem sofrer deformações de cúspides lingual e vestibular, como conseqüência da aplicação de cargas oclusais, as quais podem estar associadas a altos índices de concentração de tensões no interior do complexo dente-restauração. Contudo, se o nível de microdeformações ultrapassar a capacidade máxima de resistência das estruturas dentais pode haver comprometimento da restauração, formação de fendas na interface adesiva, microinfiltração, formação de trincas e até fratura (Hansen & Asmussen, 1990).

Analizando os resultados obtidos pelos grupos não-restaurados, observou-se que, apesar de não apresentarem diferença estatística, as amostras com preparos MOD para restaurações indiretas apresentaram

maiores níveis de deformação de cúspides vestibular e lingual, quando comparados com preparos MOD para restaurações diretas. Após análise de elementos finitos, observou-se que os modelos numéricos não-restaurados (modelos 2 e 3) apresentaram altos níveis de concentração de tensões no interior do esmalte e dentina coronária cervical e interior da dentina radicular. Apesar de apresentarem-se com mesma localização e geometria de distribuição, as tensões presentes no modelo com preparo MOD para restaurações indiretas são mais intensas que as tensões presentes no modelo com preparo MOD para restaurações diretas, o que pode ser explicado pela maior remoção de estrutura dental na face oclusal do modelo numérico durante a confecção do preparo indireto, o que gerou diferença na geometria do preparo, reduzindo-se o espaço para dissipação das tensões.

Comparando o comportamento das amostras variando o tipo de material restaurador, foi observado neste estudo que materiais restauradores adesivos resultam menor deformação de cúspides, quando estas estão submetidas à carga oclusal, como encontrado nos estudos de Reeh *et al.* (1989) e Trope *et al.* (1986), e redução dos níveis de tensões no interior da estrutura dental, principalmente na dentina coronária e radicular cervical.

As amostras restauradas com amálgama apresentaram maiores valores de deformação de cúspides e altos níveis de concentração de tensões quando comparadas às amostras restauradas com resina composta. Nos estudos de Assif *et al.* (1990) e Medige *et al.* (1995), esta diferença de deformação de cúspides também foi observada. O principal fator responsável por esta diferença comportamental parece ser a capacidade de adesão promovida pela interação entre restauração em resina composta e estrutura dental (Medige *et al.*, 1995; Assif *et al.*, 1990). O amálgama dental também apresenta módulo de elasticidade próximo ao da resina composta e dentina (Rees *et al.*, 1994; Toparli *et al.*, 1999); no entanto, a presença de mercúrio e o tipo de interação entre seus componentes metálicos, fazem com que este material apresente maiores níveis de deformações no regime plástico e com maior escoamento quando submetidos à aplicação de carga oclusal e alterações térmicas (Arola *et al.*, 2001). Este processo associado com a ausência de adesão com

estrutura dental parece ser o fator responsável pelos altos níveis de deformação das cúspides vestibular e lingual apresentados pelo grupo de dentes restaurados com amálgama, os quais apresentaram similaridade de comportamento com as amostras não-restauradas. Na tentativa de simular a ausência de união entre restauração de amálgama e estrutura dental, durante a confecção do modelo numérico 4, simulou-se relação direta de contato entre a superfície da restauração de amálgama e as paredes circundantes do preparo MOD, considerando 0.5 o coeficiente de atrito entre as estruturas (Arola *et al.*, 2001). Por outro lado, quando o modelo numérico foi restaurado com resina composta (modelo 5), o padrão de distribuição de tensões apresentou similaridade com dente hígido (modelo1), o que parece estar diretamente relacionado com a confecção do modelo, que apresentou união entre material restaurador e paredes do preparo MOD, na tentativa de simular a interação do material adesivo com as estruturas dentais.

Entre as amostras restauradas com materiais restauradores indiretos, observou-se diferença de comportamento devido, provavelmente, a variação de rigidez promovida pelas propriedades mecânicas da cerâmica e resina laboratorial, que podem influenciar diretamente na distribuição de tensões originadas a partir da aplicação da carga (Magne & Belser, 2003). Neste caso, como a esfera promoveu contato direto com o material restaurador durante a aplicação de carga, o fato de restaurações cerâmicas apresentarem alto módulo de elasticidade e maior rigidez (Magne & Belser, 2003), faz com que estes materiais apresentem capacidade de concentrar tensões em seu interior, como ilustrado pelo modelo numérico 7, fator importante na redução de deformação de cúspide apresentada experimentalmente pelas amostras do grupo 7. No entanto, amostras restauradas com resina laboratorial apresentaram índices mais elevados de deformação quando comparados com amostras restauradas com cerâmica devido, provavelmente, à menor rigidez provocada pelo menor módulo de elasticidade deste material (Magne & Belser, 2003), fato também observado pela distribuição de tensões apresentada pelo modelo 6, no qual as tensões geradas a partir do contato com a esfera são

parcialmente concentradas no interior do material e dissipadas para estrutura dental adjacente a restauração.

Na parte de ensaios mecânicos destrutivos deste estudo foi relatada comportamento biomecânico por meio de análise da resistência a fratura e padrão de fratura das amostras. Observou-se que os dentes hígidos e restaurados com materiais adesivos apresentaram maiores valores de resistência a fratura, o que correlaciona diretamente com os menores valores de deformação de cúspides demonstradas por estas amostras por meio de análise de extensometria. As cúspides vestibulares e palatinas apresentaram maiores níveis de microdeformação nas amostras não-restauradas e restauradas com amálgama, os quais foram mensurados com limite máximo de aproximadamente 15,0 Kgf. No teste mecânico de resistência a fratura estas amostras fraturaram com aplicação de carga média de 41,5 Kgf (restaurações de amálgama); 38,7 Kgf (preparo MOD para restaurações diretas) e 22,9 Kgf (preparo MOD para restaurações indiretas), o que está diretamente relacionado com os altos níveis de microdeformação presentes nas cúspides.

Por outro lado, os altos níveis de concentração de tensões, demonstrados por meio da análise de elementos finitos, no interior da dentina coronária da base da cúspide e das paredes do canal radicular observados nos modelos numéricos não-restaurados e restaurados com amálgama, apresentam correlação direta com a alta incidência de fraturas severas encontradas nestas amostras (70% - amálgama, 80% - preparo MOD direto e 90% - preparo MOD indireto).

Dentre os dentes restaurados com materiais restauradores adesivos, aqueles restaurados com resina composta apresentaram distribuição heterogênea na classificação do padrão de fratura, com 30% de fraturas severas, o que parece ter sido influenciado pela geometria do preparo associada com a capacidade de adesão do material, o que foi demonstrado pela maior dissipação das tensões no interior da estrutura dentinária coronária e radicular, demonstrada pela análise por elementos finitos. No entanto, o padrão de fratura demonstrado pelas amostras restauradas com resina laboratorial apresentou 90% de incidência de fraturas severas. Apesar de

apresentar composição e módulo de elasticidade similar ao da resina composta, o contato esfera-restauração gerou altos níveis de tensões que, devido ao módulo de elasticidade do material ser similar à dentina, promoveu dissipação das tensões com alta intensidade para o interior da estrutura dental, demonstrada no modelo numérico 6, desencadeando em fraturas severas da restauração e da estrutura dental durante ensaio mecânico destrutivo. Por outro lado, apesar de apresentar alto módulo de elasticidade, baixos níveis de microdeformação de cúspides e capacidade de concentrar tensões no seu interior, as restaurações cerâmicas apresentam alta friabilidade (Albakry *et al.*, 2003), o que promoveu valor de resistência à fratura relativamente baixo, quando comparada com restaurações poliméricas, e ausência de fraturas severas com incidência de 80% de fraturas coesivas e comprometimento mínimo de estrutura dental.

As restaurações adesivas diretas e indiretas não apresentaram diferenças estatísticas na deformação das cúspides (ver Anexo 2) e na análise por elementos finitos. Esta observação apresenta importante significância clínica, pois de acordo com este estudo, a conservação de estrutura e a seleção de material restaurador adesivo direto parece ser alternativa rápida, de custo relativamente baixo e comportamento biomecânico favorável para reabilitação de dentes posteriores tratados endodonticamente.

A associação de metodologias não-destrutivas como a extensometria e elementos finitos foi coerente, pois forneceu características do comportamento biomecânico do complexo dente-restauração, apresentando informações importantes antes do colapso da estrutura e, quando associadas com ensaios mecânicos destrutivos, favoreceram no entendimento de resultados obtidos laboratorialmente, promovendo maior conhecimento do comportamento do complexo dente-restauração.

Este estudo, ao contrário de alguns trabalhos que utilizaram extensometria (Reeh *et al.*, 1989; Toparli *et al.*, 1999; Morin *et al.*, 1984), não utilizou a mesma amostra para dupla análise, pois se trata de dentes tratados endodonticamente associados com preparos MOD, o que poderia inviabilizar dupla análise para a mesma amostra, pelo alto custo dos extensômetros

somados com a dificuldade de manipulação. No entanto, a utilização de maior número de amostras para ensaios não-destrutivos que empregam extensometria pode facilitar e quantificar com maior precisão microdeformações presentes nas cúspides. Sugere-se ainda, análises por elementos finitos empregando modelos numéricos tridimensionais, pois permitem maior fidelidade das alterações anatômicas e do contato dispositivo-amostra, substituição da aplicação de carga estática por cargas cíclicas, variando também a análise do tipo de preparo, como por exemplo, preparos extensos com recobrimento de cúspides.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia desenvolvida neste estudo e com base na análise dos resultados, conclui-se que:

1. A remoção de estrutura dental promove redução na resistência de pré-molares tratados endodonticamente;
2. A técnica direta ou indireta não consegue restabelecer a resistência de pré-molares tratados endodonticamente em relação a dentes hígidos;
3. Dentes restaurados de forma adesiva direta ou indireta apresentam resistência significativamente superior aos dentes restaurados com amálgama;
4. A remoção de estrutura dental e o tipo de material influenciam diretamente na deformação de cúspides e concentração de tensões em pré-molares tratados endodonticamente;
5. A utilização de materiais restauradores adesivos diretos e indiretos promove redução da deformação de cúspides e minimizam tensões no interior da dentina;
6. Verificou-se correlação direta entre os resultados obtidos por ensaios destrutivos e não destrutivos, demonstrando que esta associação é altamente relevante para análise biomecânica de procedimentos restauradores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem MJ, Takeuchi M, Vanherle G, Van Meerbeek B. Dynamic elastic modulus of 'packable' composites. **Dent Mater.** 2001;17:520-5.
2. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. **J Prosthet Dent.** 2003;89:374-80.
3. Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. **J Dent.** 2001;29:63-73.
4. Assif D, Marshak BL, Pilo R. Cuspal flexure associated with amalgam restorations. **J Prosthet Dent.** 1990;63:258-62.
5. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. **J Prosthet Dent.** 2003;89:462-5.
6. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. **Am J Dent.** 1997;10:237-41.
7. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech.** 2001;34:1269-77.
8. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. **Dent Mater.** 2004;20:862-72.
9. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. **J Prosthet Dent.** 2003;89:479-88.
10. Burke FJ. Tooth fracture in vivo and in vitro. **J Dent.** 1992;20(3):131-9.
11. Castrisos TV, Palamara JE, Abbott PV. Measurement of strain on tooth roots during post removal with the Egglar post remover. **Int Endod J.** 2002;35:337-44.

12. Carlini, B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intraradicular.** Piracicaba, 1999. 185p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas.
13. Cerutti A, Flocchini P, Madini L, Mangani F, Putignano A, Docchio F. Effects of bonded composites vs. amalgam on resistance to cuspal deflection for endodontically-treated premolar teeth. **Am J Dent.** 2004;17(4):295-300.
14. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting. **Dent Mater.** 2005;21:1025-32.
15. Dietschi D, Moor L. Evaluation of the marginal and internal adaptation of different ceramic and composite inlay systems after an in vitro fatigue test. **J Adhes Dent.** 1999;1(1):41-56.
16. Eakle WS, Staninec M, Lacy AM. Effect of bonded amalgam on the fracture resistance of teeth. **J Prosthet Dent.** 1992;68(2):257-60.
17. Eakle WS. Reinforcement of fractured posterior teeth with bonded composite resin restorations. **Quintessence Int.** 1985;16(7):481-2.
18. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. **J Dent Res.** 1986;65(2):149-53.
19. Fennis WM, Kuijs RH, Barink M, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers NH. Can internal stresses explain the fracture resistance of cuspal-replacing composite restorations? **Eur J Oral Sci.** 2005;113:443-8.
20. Goerig AC, Mueninghoff LA. Management of the endodontically treated tooth. Part II: Technique. **J Prosthet Dent.** 1983;49(4):491-7.
21. Hansen EK, Asmussen E. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with enamel-bonded resin. **Endod Dent Traumatol.** 1990;6:218-25.
22. Hansen EK. In vivo cuspal fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. **Dent Mater.** 1988;4(4):169-73.

23. Hernandez R, Bader S, Boston D, Trope M. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation dentine bonding systems. **Int Endod J**. 1994;27(6):281-4.
24. Homewood CI. Cracked tooth syndrome--incidence, clinical findings and treatment. **Aust Dent J**. 1998;43:217-22.
25. Hood JA. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. **Int Dent J**. 1991;41:25-32.
26. Hurmuzlu F, Kiremitci A, Serper A, Altundasar E, Siso SH. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. **J Endod**. 2003;29:838-40.
27. Jagadish S, Yogesh BG. Fracture resistance of teeth with Class 2 silver amalgam, posterior composite, and glass cermet restorations. **Oper Dent**. 1990;15:234.
28. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elements in Analysis and Design**. 2001;37:587-601.
29. Khera SC, Askarieh Z, Jakobsen J. Adaptability of two amalgams to finished cavity walls in Class II cavity preparations. **Dent Mater**. 1990;6:5-9.
30. Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW Jr, Weihs TP. Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. **Arch Oral Biol**. 1996;41(1):9-13
31. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent Traumatol**. 2004;20:90-100.
32. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. **Oper Dent**. 1987;12:53-78.
33. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent Mater**. 2005;21:709-15.

34. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. **Oper Dent.** 1981;6:2-5.
35. Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:573-81.
36. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. **J Endod.** 2003;29:529-34.
37. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. **J Oral Rehabil.** 2001;28:576-85.
38. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. **J Endod.** 1994;20:479-85.
39. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2003;23:543-55.
40. McCulloch AJ, Smith BG. In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. **Br Dent J.** 1986;161(12):450-2.
41. Medige J, Deng Y, Yu X, Davis EL, Joynt RB. Effect of restorative materials on cuspal flexure. **Quintessence Int.** 1995;26:571-6.
42. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J Prosthet Dent.** 1980;43:419-22.
43. Mondelli RF, Barbosa WF, Mondelli J, Franco EB, Carvalho RM. Fracture strength of weakened human premolars restored with amalgam with and without cusp coverage. **Am J Dent.** 1998;11:181-4.
44. Morin D, DeLong R, Douglas WH. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. **J Dent Res.** 1984;63(8):1075-8.
45. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. **J Prosthet Dent.** 1991;66:181-7.
46. Ortega VL, Pegoraro LF, Conti PC, do Valle AL, Bonfante G. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars,

- restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. **J Oral Rehabil.** 2004;31(4):393-7.
47. Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. **Aust Dent J.** 2002;47:218-22.
 48. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. **Dent Mater.** 2005;21:324-35.
 49. Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 2002;88:302-6.
 50. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.** 1989;15:512-6.
 51. Reel DC, Mitchell RJ. Fracture resistance of teeth restored with Class II composite restorations. **J Prosthet Dent.** 1989;61(2):177-80.
 52. Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater.** 1994;17:11-5.
 53. Ross IF. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. **J Endod.** 1980;6:560-5.
 54. Ross RS, Nicholls JI, Harrington GW. A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. **J Endod.** 1991;17:450-6.
 55. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent Mater.** 1991;7:186-90.
 56. Schatz D, Alfter G, Goz G. Fracture resistance of human incisors and premolars: morphological and patho-anatomical factors. **Dent Traumatol.** 2001;17(4):167-73.
 57. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J Endod.** 2004;30:289-301.
 58. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? **J Endod.** 1992;18:332-5.

59. Soares CJ. **Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência a fratura de restaurações indiretas estéticas.** [tese] Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2003.
60. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic MOD systems. **Quintessence Int.** 2004;35:281-6.
61. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Pesqui Odontol Bras.** 2005;19(1):11-6.
62. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. **J Esthet Restor Dent.** 2005;17(4):224-35.
63. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. **J Calif Dent Assoc.** 1998;26:130-6.
64. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1984;51:780-4.
65. Stafford CM, Harrison C, Beers KL, Karim A, Amis EJ, VanLandingham MR *et al.* A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. **Nat Mater.** 2004;3(8):545-50.
66. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. **J Endod.** 1999;25(1):6-8.
67. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. **Dent Mater.** 1993;9:6-10.
68. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. **J Oral Rehabil.** 1999;26:157-64.
69. Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. **J Esthet Dent.** 1997;9(3):108-18.

70. Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. **Endod Dent Traumatol.** 1986;2:35-8.
71. Wendt SL Jr. Microleakage and cusp fracture resistance of heat-treated composite resin inlays. **Am J Dent.** 1991;4(1):10-4.
72. Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. **J Prosthet Dent.** 1979;42:411-6.
73. Wu MK, van der Sluis LW, Wesselink PR. Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. **J Dent.** 2004;32(4):265-8.

ANEXOS

Anexo 1. Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia.

Anexo 2. Análise de variância e estatística do teste de resistência a fratura.

Oneway

ANOVA

VAR00001

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	70932,947	6	11822,158	64,796	,000
Within Groups	11494,462	63	182,452		
Total	82427,409	69			

Multiple Comparisons

Dependent Variable: VAR00001

Tukey HSD

(I) VAR00002	(J) VAR00002	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1,00	2,00	76,03500*	6,04072	,000	57,6373	94,4327
	3,00	91,82100*	6,04072	,000	73,4233	110,2187
	4,00	73,21900*	6,04072	,000	54,8213	91,6167
	5,00	20,43200*	6,04072	,020	2,0343	38,8297
	6,00	21,73800*	6,04072	,011	3,3403	40,1357
	7,00	46,05600*	6,04072	,000	27,6583	64,4537
2,00	1,00	-76,03500*	6,04072	,000	-94,4327	-57,6373
	3,00	15,78600	6,04072	,139	-2,6117	34,1837
	4,00	-2,81600	6,04072	,999	-21,2137	15,5817
	5,00	-55,60300*	6,04072	,000	-74,0007	-37,2053
	6,00	-54,29700*	6,04072	,000	-72,6947	-35,8993
	7,00	-29,97900*	6,04072	,000	-48,3767	-11,5813
3,00	1,00	-91,82100*	6,04072	,000	-110,2187	-73,4233
	2,00	-15,78600	6,04072	,139	-34,1837	2,6117
	4,00	-18,60200*	6,04072	,046	-36,9997	-,2043
	5,00	-71,38900*	6,04072	,000	-89,7867	-52,9913
	6,00	-70,08300*	6,04072	,000	-88,4807	-51,6853
	7,00	-45,76500*	6,04072	,000	-64,1627	-27,3673
4,00	1,00	-73,21900*	6,04072	,000	-91,6167	-54,8213
	2,00	2,81600	6,04072	,999	-15,5817	21,2137
	3,00	18,60200*	6,04072	,046	-,2043	36,9997
	5,00	-52,78700*	6,04072	,000	-71,1847	-34,3893
	6,00	-51,48100*	6,04072	,000	-69,8787	-33,0833
	7,00	-27,16300*	6,04072	,001	-45,5607	-8,7653
5,00	1,00	-20,43200*	6,04072	,020	-38,8297	-2,0343
	2,00	55,60300*	6,04072	,000	37,2053	74,0007
	3,00	71,38900*	6,04072	,000	52,9913	89,7867
	4,00	52,78700*	6,04072	,000	34,3893	71,1847
	6,00	1,30600	6,04072	1,000	-17,0917	19,7037
	7,00	25,62400*	6,04072	,001	7,2263	44,0217
6,00	1,00	-21,73800*	6,04072	,011	-40,1357	-3,3403
	2,00	54,29700*	6,04072	,000	35,8993	72,6947
	3,00	70,08300*	6,04072	,000	51,6853	88,4807
	4,00	51,48100*	6,04072	,000	33,0833	69,8787
	5,00	-1,30600	6,04072	1,000	-19,7037	17,0917
	7,00	24,31800*	6,04072	,003	5,9203	42,7157
7,00	1,00	-46,05600*	6,04072	,000	-64,4537	-27,6583
	2,00	29,97900*	6,04072	,000	11,5813	48,3767
	3,00	45,76500*	6,04072	,000	27,3673	64,1627
	4,00	27,16300*	6,04072	,001	8,7653	45,5607
	5,00	-25,62400*	6,04072	,001	-44,0217	-7,2263
	6,00	-24,31800*	6,04072	,003	-42,7157	-5,9203

*. The mean difference is significant at the .05 level.

Anexo 3. Análise estatística do teste de resistência a fratura.
Explore

Case Processing Summary

	Cases					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
Deformação	63	100,0%	0	,0%	63	100,0%

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Deformação	,216	63	,000	,808	63	,000

a. Lilliefors Significance Correction

Deformação

Descriptive Statistics

Dependent Variable: Deformação

Local	Grupo	Mean	Std. Deviation	N
Vestibular	Hígido	37,9133	6,47776	3
	Prep Direto	325,1733	27,64282	3
	Prep ind	241,7333	13,53083	3
	Amalgama	195,3233	40,38754	3
	Resina direta	35,2767	5,20870	3
	Resina laboratorial	33,9600	10,21000	3
	Cerâmica	43,1233	15,63887	3
	Total	130,3576	116,87457	21
Palatina	Hígido	63,5500	1,24000	3
	Prep Direto	477,1933	103,02341	3
	Prep ind	777,7600	85,31317	3
	Amalgama	428,2500	52,92000	3
	Resina direta	113,1633	36,91610	3
	Resina laboratorial	185,1767	52,53887	3
	Cerâmica	57,3567	14,33460	3
	Total	300,3500	261,43582	21
Total	Hígido	76,0000	13,38000	3
	Prep Direto	787,2567	81,91364	3
	Prep ind	889,1100	108,35000	3
	Amalgama	764,5967	32,21500	3
	Resina direta	157,6133	49,80857	3
	Resina laboratorial	215,8533	37,57973	3
	Cerâmica	69,7667	21,27947	3
	Total	422,8852	355,20990	21
Total	Hígido	59,1544	18,39797	9
	Prep Direto	529,8744	214,75158	9
	Prep ind	636,2011	307,65692	9
	Amalgama	462,7233	250,59804	9
	Resina direta	102,0178	61,99803	9
	Resina laboratorial	144,9967	90,44774	9
	Cerâmica	56,7489	18,94797	9
	Total	284,5310	285,96304	63

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Deformação

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	4965978,493(a)	20	24898,925	100,214	,000
Intercept	5100345,360	1	5100345,360	2058,510	,000
Local	906392,914	2	453196,457	182,911	,000
Grupo	3339701,720	6	556616,953	224,652	,000
Local * Grupo	719883,859	12	59990,322	24,212	,000
Error	104062,906	42	2477,688		
Total	10170386,760	63			
Corrected Total	5070041,399	62			

a. R Squared = ,979 (Adjusted R Squared = ,970)

Estimated Marginal Means

1. Local * Grupo

Dependent Variable: Deformação

Local	Grupo	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
				Lower Bound	Upper Bound
Vestibular	Hígido	37,913	28,738	-20,083	95,910
	Prep Direto	325,173	28,738	267,177	383,170
	Prep ind	241,733	28,738	183,737	299,730
	Amalgama	195,323	28,738	137,327	253,320
	Resina direta	35,277	28,738	-22,720	93,273
	Resina laboratorial	33,960	28,738	-24,036	91,956
	Cerâmica	43,123	28,738	-14,873	101,120
Palatina	Hígido	63,550	28,738	5,554	121,546
	Prep Direto	477,193	28,738	419,197	535,190
	Prep ind	777,760	28,738	719,764	835,756
	Amalgama	428,250	28,738	370,254	486,246
	Resina direta	113,163	28,738	55,167	171,160
	Resina laboratorial	185,177	28,738	127,180	243,173
	Cerâmica	57,357	28,738	-,640	115,353
Total	Hígido	76,000	28,738	18,004	133,996
	Prep Direto	787,257	28,738	729,260	845,253
	Prep ind	889,110	28,738	831,114	947,106
	Amalgama	764,597	28,738	706,600	822,593
	Resina direta	157,613	28,738	99,617	215,610
	Resina laboratorial	215,853	28,738	157,857	273,850
	Cerâmica	69,767	28,738	11,770	127,763

2. Grupo

Dependent Variable: Deformação

Grupo	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
Hígido	59,154	16,592	25,670	92,639
Prep Direto	529,874	16,592	496,390	563,359
Prep ind	636,201	16,592	602,717	669,685
Amalgama	462,723	16,592	429,239	496,208
Resina direta	102,018	16,592	68,534	135,502
Resina laboratorial	144,997	16,592	111,512	178,481
Cerâmica	56,749	16,592	23,265	90,233

3. Local

Dependent Variable: Deformação

Local	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
Vestibular	130,358	10,862	108,437	152,278
Palatina	300,350	10,862	278,429	322,271
Total	422,885	10,862	400,965	444,806

Post Hoc Tests

Local

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Deformação
Dunnett T3

(I) Grupo	(J) Grupo	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Hígido	Prep Direto	-470,7200*	71,84608	,003	-762,5466	-178,8934
	Prep ind	-577,0467*	102,73551	,008	-995,2363	-158,8570
	Amalgama	-403,5689*	83,75750	,019	-744,1543	-62,9835
	Resina direta	-42,8633	21,55675	,644	-127,0601	41,3335
	Resina laboratorial	-85,8422	30,76665	,257	-208,5799	36,8955
	Cerâmica	2,4056	8,80348	1,000	-28,6065	33,4176
Prep Direto	Hígido	470,7200*	71,84608	,003	178,8934	762,5466
	Prep ind	-106,3267	125,06488	1,000	-554,6630	342,0097
	Amalgama	67,1511	110,00890	1,000	-321,6788	455,9810
	Resina direta	427,8567*	74,50727	,004	136,2711	719,4422
	Resina laboratorial	384,8778*	77,67385	,008	90,8678	678,8877
	Cerâmica	473,1256*	71,86196	,003	181,3079	764,9432
Prep ind	Hígido	577,0467*	102,73551	,008	158,8570	995,2363
	Prep Direto	106,3267	125,06488	1,000	-342,0097	554,6630
	Amalgama	173,4778	132,26747	,970	-295,2381	642,1937
	Resina direta	534,1833*	104,61386	,011	116,6875	951,6791
	Resina laboratorial	491,2044*	106,89225	,019	73,4196	908,9893
	Cerâmica	579,4522*	102,74662	,007	161,2694	997,6350
Amalgama	Hígido	403,5689*	83,75750	,019	62,9835	744,1543
	Prep Direto	-67,1511	110,00890	1,000	-455,9810	321,6788
	Prep ind	-173,4778	132,26747	,970	-642,1937	295,2381
	Resina direta	360,7056*	86,05110	,036	20,6496	700,7615
	Resina laboratorial	317,7267	88,80701	,075	-23,5847	659,0381
	Cerâmica	405,9744*	83,77112	,019	65,3971	746,5518
Resina direta	Hígido	42,8633	21,55675	,644	-41,3335	127,0601
	Prep Direto	-427,8567*	74,50727	,004	-719,4422	-136,2711
	Prep ind	-534,1833*	104,61386	,011	-951,6791	-116,6875
	Amalgama	-360,7056*	86,05110	,036	-700,7615	-20,6496
	Resina laboratorial	-42,9789	36,55217	,988	-174,2298	88,2721
	Cerâmica	45,2689	21,60962	,581	-38,9499	129,4877
Resina laboratorial	Hígido	85,8422	30,76665	,257	-36,8955	208,5799
	Prep Direto	-384,8778*	77,67385	,008	-678,8877	-90,8678
	Prep ind	-491,2044*	106,89225	,019	-908,9893	-73,4196
	Amalgama	-317,7267	88,80701	,075	-659,0381	23,5847
	Resina direta	42,9789	36,55217	,988	-88,2721	174,2298
	Cerâmica	88,2478	30,80371	,233	-34,4859	210,9815
Cerâmica	Hígido	-2,4056	8,80348	1,000	-33,4176	28,6065
	Prep Direto	-473,1256*	71,86196	,003	-764,9432	-181,3079
	Prep ind	-579,4522*	102,74662	,007	-997,6350	-161,2694
	Amalgama	-405,9744*	83,77112	,019	-746,5518	-65,3971
	Resina direta	-45,2689	21,60962	,581	-129,4877	38,9499
	Resina laboratorial	-88,2478	30,80371	,233	-210,9815	34,4859

Based on observed means.

*. The mean difference is significant at the ,05 level.

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Deformação

Dunnett T3

* The mean difference is significant at the .05 level.

Dependent Variable: Deformação

Dunnett T3

(I) Grupos e Cúspides	(J) Grupos e Cúspides	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.
Higido vestibular	higido palatina	-.25,63667	3,80784	,165
	higido total	-.38,08667	8,58265	,294
	prep dir vestibular	-.287,26000*	16,39194	,021
	prep dir palatina	-.439,28000	59,59805	,151
	prep dir total	-.749,34333*	47,44051	,034
	prep indir vestibular	-.203,82000*	8,66112	,004
	prep indi palatina	-.739,84667*	49,39737	,038
	prep indir total	-.851,19667*	62,66760	,047
	amalg vest	-.157,41000	23,61578	,173
	amalg palatina	-.390,33667	30,78142	,051
	amalg total	-.726,68333*	18,97163	,004
	resina direta vest	2,63667	4,79903	1,000
	resina dir palatina	-.75,25000	21,63916	,511
	resina dir total	-.119,70000	28,99917	,401
	resina indireta vest	3,95333	6,98106	1,000
	resina ind palatina	-.147,26333	30,56302	,313
	resina ind total	-.177,94000	22,01664	,118
	ceramica vest	-.5,21000	9,77302	1,000
	ceramica palatina	-.19,44333	9,08189	,859
	ceramica total	-.31,85333	12,84234	,756
higido palatina	Higido vestibular	25,63667	3,80784	,165
	higido total	-.12,45000	7,75805	,960
	prep dir vestibular	-.261,62333*	15,97564	,033
	prep dir palatina	-.413,64333	59,48490	,170
	prep dir total	-.723,70667*	47,29828	,038
	prep indir vestibular	-.178,18333*	7,84476	,016
	prep indi palatina	-.714,21000*	49,26079	,042
	prep indir total	-.825,56000	62,56000	,050
	amalg vest	-.131,77333	23,32875	,244
	amalg palatina	-.364,70000	30,56176	,061
	amalg total	-.701,04667*	18,61311	,006
	resina direta vest	28,27333	3,09129	,084
	resina dir palatina	-.49,61333	21,32554	,796
	resina dir total	-.94,06333	28,76590	,561
	resina indireta vest	29,59000	5,93806	,296
	resina ind palatina	-.121,62667	30,34178	,424
	resina ind total	-.152,30333	21,70847	,166
	ceramica vest	20,42667	9,05744	,815
	ceramica palatina	6,19333	8,30699	1,000
	ceramica total	-.6,21667	12,30655	1,000

