

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

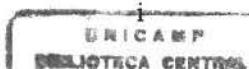
UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

CARLOS JOSÉ SOARES
Cirurgião Dentista

Adaptação Marginal e Resistência à Fratura de Inlays Confeccionados em Cerâmica e Compósitos Laboratoriais

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de
Campinas, como parte dos
requisitos para obtenção do grau de
Mestre em Clínica Odontológica,
área de concentração em Dentística.

Piracicaba
2000



6874770439

UNIDADE B.P.
N.º CHAMADA: T/ UNICAMP
5011a
V. _____ Ex. _____
TOMBO BC/ 45164
PROC. 16-892107
C D
PREC. R\$ 11,00
DATA 06/07/02
N.º CPD _____

CM00157790-3

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

CARLOS JOSÉ SOARES
Cirurgião Dentista

**Adaptação Marginal e Resistência à
Fratura de Inlays Confeccionados em
Cerâmica e Compósitos Laboratoriais**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Clínica Odontológica, área de concentração em Dentística.

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, _____
Assinatura do Orientador

ORIENTADOR: PROF. DR. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS

Banca examinadora:

**Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins
Prof. Dr. Mário Fernando de Goes
Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernando Neto**

Piracicaba - 2000

Ficha Catalográfica

Soares, Carlos José.
Solla Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais. / Carlos José Soares. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2000. xxiv, 148p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Adaptação. 2. Porcelana. 3. Resinas compostas. 4. Resistência dos materiais. I. Martins, Luis Roberto Marcondes. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 12 de Dezembro de 2000, considerou o candidato CARLOS JOSÉ SOARES aprovado.

1. Prof. Dr. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Luis Roberto Marcondes Martins", written over a horizontal line.

2. Prof. Dr. ALFREDO JULIO FERNANDES NETO

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Alfredo Julio Fernandes Neto", written over a horizontal line.

3. Prof. Dr. MARIO FERNANDO DE GOES

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Mario Fernando de Goes", written over a horizontal line.

Dedicatória

À Deus,

Senhor do universo, que através de seu filho nos guarda e orienta na vida entre os homens. A luz verdadeira para seguir o caminho da felicidade. Obrigado Senhor, por ter me dado saúde, paz e disposição para cumprir mais esse desafio. Pela carreira docente e acima de tudo pela VIDA.

À minha esposa, Patrícia,

exemplo de dedicação à família, abrindo mão de suas atividades, para estar ao meu lado em mais este desafio. Buscarei sempre retribuir o seu amor e companheirismo. Obrigado por compartilhar comigo mais esta conquista.

Aos meus pais, Ivone e Laert,

Pelo amor e dedicação de suas vidas à realização dos sonhos de seus filhos. Vocês serão eternos exemplos de vida. Dedico todas as minhas conquistas profissionais a vocês.

Aos meus sogros, D. Lina e Sr. Jair,

pelo constante incentivo em minha carreira profissional e, acima de tudo, pelo amor e carinho, vibrando sempre com os meus desafios conquistados.

A minhas irmãs, cunhados, cunhadas e sobrinhos

pela amizade e carinho a mim dedicados. Mesmo à distância a minha conquista é também de vocês, porque sem amor a vida não vale a pena.

Ao Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins

pela sua especial forma de orientar, ressaltando o humanismo e amizade,
aliados ao incentivo constante na busca pela formação do seu próprio saber.
Obrigado pela forma amigável de receber.

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. Sérgio de Freitas Pedrosa,

pela confiança, apoio e orientação na minha formação profissional. Antes de professor e colega, um amigo que sempre esteve ao meu lado. Obrigado pelo incentivo em ingressar na carreira docente.

Ao Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto,

Diretor da Faculdade de Odontologia de Uberlândia, pela confiança e incentivo constantes na busca pela qualificação e crescimento profissional. O maior exemplo de dedicação ao ensino da Odontologia. Obrigado pela amizade e por acreditar em mim.

Ao Prof. Nelson Moreira filho,

Responsável da área de Dentística Restauradora e Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Uberlândia, pela amizade, orientação profissional, incentivo e auxílio constante em seguir a docência universitária.

Ao Prof. Dr. Henner Alberto Gomide,

exemplo de competência, seriedade e dedicação na condução de trabalhos científicos, obrigado pela confiança, amizade e conhecimentos transmitidos.

Agradecimentos

- À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas em nome de seu diretor Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum.
- À Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury, pela direção da Pós-Graduação.
- À CAPES, pela concessão de bolsa no programa PIDCT, que tanto me auxiliou no desenvolvimento desse trabalho.
- À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, casa que tanto orgulho de fazer parte, onde consegui minhas maiores alegrias.
- Aos colegas de disciplina, Profs. Paulo Sérgio Quagliatto, Roberto Elias Campos, Jesuânia Maria Guardieiro Azevedo Pfeifer, Caio Corrêa Marinho, pela amizade e companheirismo em substituir minhas atividades, possibilitando o desenvolvimento do meu programa de qualificação
- Ao Prof. Dr. Mário Fernando de Goes, pelo conhecimento transmitido, pela confiança e pelas oportunidades de trabalho que me proporcionou.
- Ao Prof. Dr. Marcelo Giannini, pela amizade, confiança e incentivo na busca do crescimento profissional. Um exemplo a ser seguido.
- Ao prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo, pela constante presença em nossos trabalhos, exemplo de dedicação ao curso de Pós-Graduação. Obrigado pela amizade e franqueza em tratar seus alunos.
- Ao Prof. Dr. José Roberto Lovadino, pela amizade e competência docente.

- Ao Prof. Dr. Simonides Consani, pela colaboração nesse trabalho e pela abertura à utilização das dependências da área de Materiais Dentários, indispensável na realização deste trabalho.
- Aos demais Profs. da Área de Dentística da FOP/UNICAMP, Luiz André Freire Pimenta, Mônica Campos Serra e Giselle Maria Marchi.
- Aos colegas Alex, Fabiana, Cláudia, Flávio, Patrícia e Fernão, pela amizade e pelo companheirismo durante todo este período, mostrando que as diferenças fazem a vida ser mais bela.
- A todos os amigos da Pós-Graduação em Clínica Odontológica e de Materiais Dentários, pela amizade e companheirismo.
- Aos meus amigos, Marcelo Vieira e Clece, pela constante colaboração e amizade mais uma vez demonstrada durante este período.
- Aos funcionários do laboratório de Materiais dentários, Selma e Marcos, pela colaboração e amizade.
- Aos Funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora da FOP/UNICAMP, Ana Carolina, Denize e Reinaldo pela atenção e contribuição durante o curso.
- À Martina Amaral, secretária da Faculdade de Odontologia de Uberlândia pela amizade, carinho e incentivo em buscar a qualificação profissional.
- À Josiane, Abgail, Vânia, Amalrildo e a todos funcionários da Faculdade de Odontologia de Uberlândia, pela colaboração e amizade.

- Aos professores das áreas que compunham o então Departamento de Reabilitação oral pela confiança e apoio profissional.
- Ao amigo Lawrence Gonzaga Lopes, pela amizade e companheirismo.
- Ao Prof. Dr. Eliot W. Kitajima do NAP/MEPA-ESALQ/USP, onde foram realizadas as análises microscópicas.
- Ao Profa. Dra. Glauca M. Bovi Ambrosano, do Departamento de Odontologia Social da FOP, pela orientação na análise estatística.
- À bibliotecária Marilene Girello, pela orientação na formatação desta tese.
- Ao Sr. Rodolfo Candia Alba Jr., proprietário da empresa Conexão Componentes Protéticos, por ter cedido o equipamento para avaliação da adaptação marginal deste trabalho.
- Às empresas, Heraeus Kulzer, Degussa, Ivoclar e Labordental por disponibilizar os equipamentos e laboratórios para confecção das amostras deste estudo.
- À empresa 3M pela doação dos materiais utilizados neste trabalho.

SUMÁRIO

LISTAS.....	13
I. Figuras.....	14
II. Tabelas.....	17
III. Quadros.....	19
IV. Siglas e Abreviaturas.....	20
V. Palavras estrangeiras.....	22
RESUMO	23
ABSTRACT.....	26
1. INTRODUÇÃO	29
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	34
2.1 – LIGAMENTO PERIODONTAL.....	35
2.2 – TÉCNICAS E MATERIAIS PARA CIMENTAÇÃO ADESIVA.....	38
2.3 – MATERIAIS RESTAURADORES INDIRETOS.....	44
2.4 – RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS.....	57
2.5 – ADAPTAÇÃO MARGINAL DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS.....	66
3. PROPOSIÇÃO.....	85
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	87
4.1 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	88
4.2 – SELEÇÃO DOS DENTES.....	88
4.3 – INCLUSÃO E FIXAÇÃO DOS DENTES.....	89
4.3.1 – Cobertura das raízes com cera.....	89
4.3.2 – Inclusão dos dentes.....	90
4.3.3 - Fixação dos dentes e obtenção do ligamento periodontal artificial.....	91
4.4 – REALIZAÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS.....	92
4.5 – MOLDAGEM E CONFECÇÃO DOS MODELOS.....	95
4.6 – CONFECÇÃO DAS RESTAURAÇÕES.....	96
4.6.1 – Confecção das restaurações do Grupo 1 – Cerâmica Duceram LFC.....	97

4.6.2 – Confeção das restaurações do Grupo 2 – Solidex	98
4.6.3 – Confeção das restaurações do Grupo 3 – Artglass.....	98
4.6.4 – Construção das restaurações do Grupo 4 – Targis.....	99
4.7 – AVALIAÇÃO DA DISCREPÂNCIA MARGINAL.....	100
4.8 - CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES.....	103
4.8.1 – Tratamento do dente.....	103
4.8.2 – Tratamento da superfície da Restauração.....	103
4.8.3 – Fixação das restaurações.....	104
4.9 – ENSAIOS MECÂNICOS DE COMPRESSÃO.....	104
4.10 – CLASSIFICAÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA.....	105
4.11 – ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	107
5. RESULTADOS.....	108
6. DISCUSSÃO	117
7. CONCLUSÃO.....	133
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	135
OBRAS CONSULTADAS.....	147
ANEXOS.....	149

LISTAS

I. FIGURAS

Figura 1 - 1A. Obtenção das dimensões vestibulo-linguais. **1B.** Obtenção das dimensões méso-distais.

Figura 2 - 2A. Medição das raízes. **2B.** Aparelho de aquecimento com recipiente preenchido com cera plastificada. **2C.** Dente fixado ao fórceps para imersão em cera. **2D.** Medição da espessura de cera.

Figura 3 - 3A. Posicionamento do dente para inclusão; **3B.** Dente incluído em cilindro de resina de poliestireno.

Figura 4 - 4A. Remoção da cera de espaçamento. **4B.** Material de moldagem empregado na confecção do ligamento periodontal. **4C.** Aplicação do adesivo. **4D.** Dentes incluídos com elastômero reproduzindo o ligamento periodontal.

Figura 5 - Diagrama esquemático das dimensões e características do preparo cavitário.

Figura 6 - 6A. Aparelho padronizador de preparo cavitário. **6B.** Preparo da caixa oclusal. **6C.** Definição da profundidade da caixa proximal. **6D.** Preparo das caixas proximais. **6E.** Vista oclusal do preparo. **6F.** Vista proximal do preparo.

Figura 7 - 7A. Moldeira. **7B.** Molde da amostra. **7C.** Modelo em gesso.

Figura 8 - 8A. Sinterização da porcelana. **8B.** Restauração em Duceram LFC.

Figura 9 - 9A. Inserção da resina Solidex. **9B.** Unidade polimerizadora Solidilite.

Figura 10 - 10A. Restauração em Artglass. **10B.** Unidade polimerizadora UniXS.

Figura 11 - 11A. Restauração em Targis. **11B.** Unidade polimerizadora Targis Power.

Figura 12 - Sistema empregado na medição da discrepância marginal

Figura 13 - Diagrama esquemático da localização dos pontos de medição da discrepância marginal

Figura 14. 14A – Adaptação marginal na região Oclusal; **14B** – Demarcação dos limites.

Figura 15. 15A – Adaptação marginal na região proximal; **15B** – Demarcação dos limites.

Figura 16. 16A – Adaptação marginal na região cervical; **16B** – Demarcação dos limites.

Figura 17 - 17A. Fixação da restauração. **17B.** Restauração concluída

Figura 18 - 18A. Amostra posicionada na máquina de ensaio. **18B.** Amostra fraturada.

Figura 19 - Diagrama esquemático da escala de classificação dos padrões de fraturas.

Figura 20 - Gráfico da adaptação marginal, por região, de restaurações indiretas tipo “inlay” confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais (μm).

Figura 21 - Gráfico da resistência à fratura de dentes restaurados com “inlays” confeccionados em cerâmica e compósitos indiretos– valores em (Kgf).

Figura 22 - Fratura de amostra em Artglass. **A.** Material restaurador. **C.** Cimento resinoso. **D.** Dente.

Figura 23 - Interface adesiva dente-Artglass. **A.** Material restaurador. **C.** Cimento resinoso. **D.** Camada híbrida

Figura 24 - Interface dente-Duceram LFC. **P.** Porcelana. **C.** Cimento resinoso. **D.** Dente.

Figura 25 - Fratura de amostra em Solidex. **S.** Material Restaurador. **C.** Cimento resinoso; **D.** Dente

Figura 26 - Fratura de amostra em Targis. **D.** Dente. **C.** Cimento resinoso. **Tb.** Targis base. **T.** Targis dentina.

Figura 27 - Gráfico de dispersão dos valores de adaptação marginal e resistência à fratura para o grupo 1 – Duceram LFC.

Figura 28 - Gráfico de dispersão dos valores de adaptação marginal e resistência à fratura para o grupo 2 – Solidex.

Figura 29 - Gráfico de dispersão dos valores de adaptação marginal e resistência à fratura para o grupo 3 – Artglass.

Figura 30 - Gráfico de dispersão dos valores de adaptação marginal e resistência à fratura para o grupo 4 – Targis.

I. TABELAS

Tabela 1. Grupos experimentais, nomes comerciais, composição e fabricante dos materiais restauradores empregados.

Tabela 2 – Valores de adaptação marginal geral, resistência à fratura e análise de correlação de Pearson ($\alpha=0,05$) dos quatro grupos de estudo.

Tabela 3. Teste de Tukey para os valores de adaptação marginal entre os materiais restauradores e regiões analisadas ($\alpha=0,05$).

Tabela 4. Teste de Tukey para os valores de resistência à fratura de molares restaurados com inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais ($\alpha=0,05$).

Tabela 5. Classificação do padrão de fratura dos dentes restaurados com “inlays” confeccionados em cerâmica e resinas laboratoriais.

Tabela 6. Teste de correlação de Pearson entre a adaptação marginal e resistência à fratura do grupo 1 – Duceram LFC

Tabela 7. Teste de correlação de Pearson entre a adaptação marginal e resistência à fratura do grupo 2 – Solidex

Tabela 8. Teste de correlação de Pearson entre a adaptação marginal e resistência à fratura do grupo 3 – Artglass.

Tabela 9. Teste de correlação de Pearson entre a adaptação marginal e resistência à fratura do grupo 4 – Targis

Tabela 10. Análise de variância da adaptação marginal pelo método de parcelas subdivididas ($\alpha=0,05$).

Tabela 11. Teste de Tukey para adaptação marginal para medidas dos materiais ($\alpha=0,05$).

Tabela 12. Teste de Tukey para adaptação marginal para medidas das regiões ($\alpha= 0,05$).

Tabela 13. Análise de variância da resistência à fratura de molares restaurados com “inlays” confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais($\alpha= 0,05$).

Tabela 14. Teste de Tukey para a resistência à fratura de molares restaurados com “inlays” confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais($\alpha= 0,05$).

III. QUADROS

Quadro 1. Distribuição das amostras por grupo de tratamento, aleatorização por sorteio.

Quadro 2. Dimensões das amostras aleatorizadas para o grupo 1 – Duceram LFC.

Quadro 3. Dimensões das amostras aleatorizadas para o grupo 2 – Solidex.

Quadro 4. Dimensões das amostras aleatorizadas para o grupo 3 – Artglass.

Quadro 5. Dimensões das amostras aleatorizadas para o grupo 4 – Targis.

Quadro 6. Valores de adaptação marginal por região e geral, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com o sistema Duceram LFC.

Quadro 7. Valores de adaptação marginal por região e geral, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com o sistema Solidex.

Quadro 8. Valores de adaptação marginal por região e geral, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com o sistema Artglass.

Quadro 9. Valores de adaptação marginal por região e geral, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com o sistema Targis.

Quadro 10. Técnica de confecção dos inlays em porcelana Duceram LFC

Quadro 11. Sinterização das porcelanas Duceram Plus e Duceram LFC

Quadro 12. Técnica de confecção dos inlays em Solidex

Quadro 13. Técnica de confecção dos inlays em Artglass

Quadro 14. Técnica de confecção dos inlays em Targis

IV. SIGLAS E ABREVIATURAS:

Bis-GMA - bisfenol-A glicidil-metacrilato

4-META - 4-metacriloxietil trimelitato anidrido

MEV - Microscopia eletrônica de varredura

MOD - classificação de cavidade (méso-ocluso-distal)

MO - classificação das cavidades (méso-oclusal)

MD - dimensões dos dentes (méso-distal)

VL - dimensões dos dentes (vestibulo-lingual)

CAD-CAM - Computer Aided Design/Computed Aided Manufactured, Sistema computadorizado de confecção de cerâmica

PVC - polivinil cloreto rígido

Fig. - Figura

ISO - Organização Internacional de controle de normas

Psi - Libras de polegada quadrada

N.º - número

p - probabilidade

± - mais ou menos

α - nível de confiabilidade

X - amplitude (Número de aumento)

pH - potencial hidrogeniônico

% - porcentagem

mm - unidade de comprimento (milímetro)

μm - unidade de comprimento (micrometro)

$^{\circ}\text{C}$ - unidade de temperatura (graus Celsius)

Kgf - unidade de força – carga aplicada (Quilograma força)

MPa - unidade de pressão – força / área (Mega Paschoal)

mm^2 - unidade de área (milímetro quadrado)

mW/cm^2 - unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

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

$^{\circ}$ - unidade de angulação (graus)

Hz - unidade de frequência de ondas (Hertz)

nm. - unidade de comprimento (nanometro)

N - unidade de pressão - carga aplicada (newton)

KN - unidade de pressão - carga aplicada (quilonewton)

& - e (comercial)

V. PALAVRAS ESTRANGEIRAS:

et al.- abreviatura de “et alii” (e outros)

Primer – modificador de superfície

Tags – prolongamentos de resina.

Gaps – lacuna, vácuo, fenda, brecha, distância mínima entre planos.

In vitro - experimento desenvolvido em ambiente laboratorial

Inlay – restauração indireta com preparo intra-coronário.

Onlay – restauração indireta envolvendo cobertura de cúspides.

Overlay – restauração indireta envolvendo cobertura de todas as cúspides.

Polyglass – polímero de vidro.

Dual – sistema de cura que associa a polimerização química e física, pela ativação com luz (dupla polimerização)

Stub – dispositivo metálico com haste cilíndrica e base circular destinada à fixação de espécimes para análise em microscopia eletrônica de varredura.

RESUMO

A proposta deste estudo foi avaliar a adaptação marginal e a resistência à fratura de “inlays” confeccionados em quatro sistemas restauradores indiretos, porcelana feldspática Duceram LFC (Degussa) e três resinas laboratoriais, Solidex (Shofu), Artglass (Heraeus Kulzer) e Targis (Ivoclar). Foram selecionados 60 molares inferiores, com dimensões semelhantes, que foram incluídos em cilindros de resina com reprodução do ligamento periodontal. Os dentes receberam preparos MOD com 6° de expulsividade, realizados em aparelho padronizador. Em seguida, foram moldados com silicona por adição e as restaurações confeccionadas seguindo as orientações dos fabricantes. A avaliação da adaptação marginal foi feita em sistema computadorizado de coleta de imagem associado a um aparelho digital de medição. Com aumento de 40x, determinaram-se os pontos de medição, sendo 4 pontos para cada região, oclusal, proximal e cervical e, com aumento de 250X, determinou-se o valor da discrepância marginal, através de um sistema de coordenadas digitais. As restaurações foram fixadas empregando a associação do sistema adesivo Single Bond e o cimento resinoso Rely X (3M) e armazenadas em 100% de umidade a 37° C por 24 horas. As amostras foram então submetidas a um carregamento axial de compressão com velocidade de 0,5 mm/minuto até a completa fratura da restauração. Os dentes fraturados foram analisados, classificando-se o padrão de fratura em cinco níveis: I - fratura isolada da restauração; II - fratura da restauração com pequena porção do dente; III - fratura da restauração com menos da ½ do dente, sem envolvimento radicular; IV - fratura da restauração com mais da ½ do dente, sem envolvimento radicular.; V - fratura com envolvimento radicular. A interface de fratura foi analisada por microscopia eletrônica de varredura. Os valores da adaptação marginal foram analisados

estatisticamente aplicando a análise de variância segundo o esquema de parcelas subdivididas, sendo os materiais restauradores as parcelas e as regiões, as subparcelas. Verificaram-se diferenças estatisticamente significantes entre as regiões ($p= 0.0001$), independente do tratamento estudado ($p= 0.60555$) e também entre os materiais restauradores ($p= 0.0001$). A discrepância marginal encontrada na região oclusal foi estatisticamente inferior à encontrada na região proximal, e esta menor que na região cervical. Entre os materiais restauradores, a adaptação marginal da cerâmica Duceram LFC foi estatisticamente inferior à encontrada para os materiais Solidex, Artglass e Targis em todas as regiões analisadas, não havendo diferenças entre estes. Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância, demonstrando a ocorrência de diferenças estatisticamente significantes entre os materiais restauradores ($p= 0,001$). O teste de Tukey ($\alpha= 0,05$) foi aplicado, verificando que os dentes restaurados com Duceram LFC ($205,44 \pm 39,51\text{Kgf}$), apresentaram resistência média estatisticamente inferior aos grupos que receberam “inlays” confeccionados com os compósitos Solidex ($293,16 \pm 45,86\text{Kgf}$), Artglass ($299,87 \pm 41,08\text{Kgf}$) e Targis ($304,23 \pm 52,52\text{Kgf}$), não havendo diferenças entre os três compósitos laboratoriais. O padrão de fratura das amostras restauradas com cerâmica foi predominantemente do tipo I e II, por outro lado, as amostras restauradas com compósitos laboratoriais apresentaram padrões de fraturas predominantemente do tipo III, IV e V.

Palavras Chave: 1.Adaptação 2.Resistência dos materiais. 3.Porcelana. 4.Resinas compostas.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the marginal adaptation and the fracture strength of four different inlay indirect restorative systems: feldspathic Duceram LFC (Degussa) and three laboratory resins, Solidex (Shofu), Artglass (Heraeus Kulzer) and Targis (Ivoclar). Sixty inferior molar teeth with similar dimensions were selected and included in resin cylinders, reproducing the periodontal ligaments. Six degree expulsive MOD inlay preparations were realized in a standard cavity preparation equipment. Afterwards, they were molded with polyvinyl siloxane impression and the restorations were prepared following the manufacturer's instructions. The marginal adaptation evaluation was realized with an image collector computer system associated with a digital gauging appliance. Four gauging points were established, with a 40x magnification, on the occlusal, proximal and cervical regions. The marginal discrepancy was recorded with a 230X magnification, by means of a digital coordinate system. The inlays were luted with composite resin Rely X (3M), and adhesive system Single Bond (3M) and restored at 37° C and 100% humidity for 24 hours. Then, the samples were submitted to an axial compression load on a 0,5 mm/minute speed until the complete fracture of the restoration. The fractured teeth were analyzed, and the fracture patterns were established in five levels: I – isolated fracture of the restoration; II – fracture of the restoration with a small part of the tooth; III – fracture of the restoration with less than half of the tooth, without radicular involvement; IV – fracture of more than half of the tooth, without radicular involvement; V – fracture with radicular involvement. The fracture interface was analyzed with a scanning electron microscope. The marginal adaptation values were statistically analyzed with the subdivided parcels analysis of variance, in which the restorative materials were the parcels,

and the regions, the sub-parcels. Statistically significant differences were seen among regions ($p=0.0001$), not depending on the treatment studied ($p=0.60555$), and among the restorative materials ($p=0.0001$). The marginal discrepancy recorded on the occlusal region was statistically inferior to that recorded on the proximal region, and the latter, smaller than that on the cervical region. Among the restorative materials, the marginal adaptation of Duceram LFC was statistically inferior to that found for the materials Solidex, Artglass and Targis, which showed no statistical differences among them. The fracture strength values were submitted to the ANOVA, which showed statistically significant differences among the restorative materials ($p = 0.001$). Tukey test ($\alpha=0.05$) was applied, asserting that the teeth restored with Duceram LFC ($205,44 \pm 39,51\text{Kgf}$) showed statistically inferior values than the other groups which were restored with the resin composites Solidex ($293,16 \pm 45,86 \text{ Kgf}$), Artglass ($299,87 \pm 41,08\text{Kgf}$) and Targis ($304,23 \pm 52,52\text{Kgf}$). The resin composites revealed no statistically significant differences for the fracture resistance values. The fracture patterns for the samples restored with porcelain were predominantly type I and II, whereas the fracture patterns recorded for the samples restored with indirect composites were mostly type III, IV, V.

Keywords: 1. Adaptation. 2. Materials resistance . 3. Porcelain. 4. Composite resin.

1. INTRODUÇÃO

A exigência estética da sociedade moderna, aliada ao desenvolvimento dos materiais restauradores e sistemas adesivos, proporcionou mudanças significativas na filosofia da odontologia restauradora atual¹², aumentando a busca por alternativas às restaurações metálicas^{4, 64, 73}.

O procedimento restaurador adesivo tem por objetivo associar as propriedades físicas do material à capacidade de união à estrutura dental, aproximando-se das condições ideais em termos funcionais e estéticos¹⁵. As restaurações diretas de resina composta em dentes posteriores conseguem bons resultados estéticos com conservação de estrutura dental. Contudo, apresentam alta contração de polimerização^{36, 57, 64}, dificuldade em definir pontos de contatos proximais^{36, 64} e correta anatomia oclusal³⁶.

As técnicas restauradoras indiretas surgiram com o objetivo de superar as deficiências das restaurações diretas^{32, 36, 71}, minimizando o tensões de contração de polimerização^{4, 57}, conseguindo, ainda, melhores propriedades mecânicas^{24, 41, 69}, menor manchamento de superfície e melhor polimento⁷¹.

A adequada adaptação marginal e alta resistência à fratura são, provavelmente, os fatores de maior influência no desempenho clínico das restaurações indiretas¹⁷.

A adaptação marginal pode ser definida como o grau de proximidade entre o dente e a restauração ao longo do ângulo cavosuperficial^{30, 70}, sendo dependente da técnica de confecção^{18, 34, 39}, das características da cavidade^{18, 19, 57}, do material restaurador^{18, 26, 43, 70} e da técnica e materiais de cimentação empregados^{19, 28, 67}.

O procedimento de moldagem e obtenção do modelo em gesso, por si só, geram um pequeno desajuste marginal^{53, 54}. Contudo, nas técnicas que exigem a duplicação do modelo

de gesso em material refratário, como na porcelana feldspática, essa desadaptação pode ser mais evidente. A compatibilidade térmica com o revestimento refratário⁴⁰, o tipo de construção da restauração^{26,36,49} e as alterações dimensionais decorrentes do processo de sinterização²⁶ são fatores de influência do material cerâmico sobre a adaptação marginal. Por outro lado, a técnica de alívio do troquel e a contração de polimerização da resina laboratorial⁵³ podem resultar na formação de maiores fendas marginais. A capacidade de escoamento do cimento resinoso⁶⁶ e a técnica de hibridização²⁸ agem também no aumento da discrepância marginal.

A fenda acentuada expõe o material de fixação ao desgaste, por atrito, com o bolo alimentar^{30,32,50,74}. Esse desgaste, que é diretamente proporcional à amplitude da fenda marginal³², serve de nicho para o acúmulo de placa bacteriana e pigmentos, possibilitando, assim, a instalação de cárie^{30,50}, manchamento marginal³⁰ e doença periodontal⁶⁵. Um maior volume de cimento proporciona, ainda, aumento nas tensões de contração de polimerização sobre a interface adesiva, interferindo na efetividade da ligação entre o dente e a restauração^{19,67}. Por outro lado, para as restaurações cerâmicas, existe um limite mínimo para a linha de cimento, pois, se muito pequena, resultará na ausência de camada resiliente que promova resistência ao conjunto dente/restauração sob cargas oclusais¹⁵.

Já a resistência à fratura está diretamente relacionada ao tipo de cimento^{5,8,14,17}, característica do preparo^{7,8} e ao material restaurador empregado^{4,9,17}. Dentre os materiais de fixação, o cimento resinoso tem proporcionado maior resistência às restaurações indiretas em cerâmica ou resina^{5,15,17}, por apresentar resiliência e capacidade de se deformar, sendo capaz de dissipar tensões^{15,71} e, principalmente, pela característica adesiva, auxiliando na formação de corpo único, entre a restauração e estrutura dental^{1,5,14,15,17}. A união ao dente é

conseguida com o emprego de adesivos que promovam uma eficiente infiltração de monômeros resinosos na zona de desmineralização da estrutura dental, formando a camada híbrida^{22,48,73}. Por outro lado, a ligação ao material restaurador está diretamente relacionada ao tratamento de superfície. A união da cerâmica feldspática ao cimento resinoso é obtida pela rugosidade seletiva, produzida pelo condicionamento ácido, e o emprego de silano^{2,10,15,39,68}, um material monomérico com radicais orgânicos reativos e grupamentos hidrolisáveis¹⁵. Já para as resinas laboratoriais, a união tem-se mostrado mais eficiente com jateamento de óxido de alumínio seguido da aplicação de silano^{15,31,51,58}.

As características do preparo, relacionadas com a ligeira divergência das paredes^{7,9,23,41}, associadas a ângulos internos arredondados^{23,64} e espessura adequada de desgaste^{23,41,63}, contribuirão para o aumento da resistência do dente restaurado.

Porém, a capacidade do material restaurador em suportar cargas mastigatórias, distribuindo adequadamente as tensões na interface adesiva, parece ser o fator decisivo para a obtenção de uma adequada resistência à fratura da restauração^{4,12,37,73}.

As cerâmicas evoluíram de forma marcante nas últimas décadas, resultando no desenvolvimento de sistemas que empregam o processo de sinterização^{18,25,26,40}, fundição e construção em aparelhos computadorizados^{30,33,35,49,66}, que na verdade são simplesmente um compósito. Contudo, a porcelana feldspática ou convencional, embora não seja a que produza melhor resultado em termos de adaptação e resistência^{17,38}, é ainda a mais utilizada. Isso se deve à utilização de equipamentos normalmente disponíveis nos laboratórios, viabilizando a sua utilização por aqueles que, anteriormente, trabalhavam somente com as restaurações metalocerâmicas⁵⁹. Esses materiais apresentam um desempenho clínico satisfatório^{34,62}, excelente estética^{34,71}, alta resistência ao desgaste e

bicompatibilidade⁷¹. No entanto, os materiais cerâmicos em geral são frágeis nas condições bucais, apresentando baixa resistência à tração¹⁷, limitada capacidade de deformação^{1,29}, alto poder de desgastar a estrutura dental antagonista e alto módulo de elasticidade⁷¹, além de apresentar aspecto crítico de manipulação laboratorial, determinando um elevado custo de confecção⁴¹.

Na tentativa de superar as principais limitações dos materiais cerâmicos, a indústria odontológica voltou-se ao desenvolvimento de novos materiais poliméricos de aplicação indireta^{23,36,47,52,64,71,72,73}, também denominados de resinas indiretas^{42,73}, resinas reforçadas por fibras^{4,12}, resinas protéticas⁶⁹, polímeros de vidro^{15,36}, cerômeros^{23,47} ou resinas laboratoriais^{8,12}. Esses materiais associam alto carregamento de carga microhíbrida e quantidade variável de sílica coloidal a monômeros multifuncionais, que possibilitam maior efetividade na formação de ligações cruzadas no processo de polimerização^{36,52,69,71}. Apresentam características mecânicas muito semelhantes à estrutura dental, e com isso conseguem atuar de forma satisfatória na distribuição das cargas oclusais em dentes posteriores^{5,23,71,72,73}, com menor capacidade de desgaste do dente antagonista^{50,72}. O processo de polimerização laboratorial possibilita uma melhoria no grau de conversão, resultando em maior dureza e menor solubilidade em água⁶⁹. Empregam técnicas de confecção laboratorial sensivelmente mais simples que as cerâmicas, com menor tempo de trabalho e conseqüente redução do custo final para o profissional^{16,47,71}.

Considerando fundamental a capacidade de gerar restaurações indiretas com boa integridade marginal e adequada resistência à fratura, empregando materiais restauradores estéticos, e uma vez que não existem maiores informações a respeito dos novos polímeros restauradores laboratoriais, seria conveniente avaliar a adaptação marginal e a resistência à

fratura de restaurações indiretas tipo “inlay”, confeccionadas com quatro sistemas restauradores, sendo uma porcelana feldspáticas e três diferentes compósitos laboratoriais.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - LIGAMENTO PERIODONTAL

COODLIDGE¹³, em 1937, avaliou a espessura da membrana periodontal e suas variações em 172 dentes humanos, através de medições feitas na região próxima à crista alveolar, no terço médio da raiz e no ápice. A média dessa espessura na crista alveolar foi em torno de 0,39 mm, 0,17mm no centro da raiz e 0,21 mm próximo ao seu ápice. O autor observou que essa espessura variava com a faixa etária, diminuindo com o avanço da idade e com a posição dos dentes no arco dental, sendo menor em dentes posteriores, por exercerem grande função oclusal.

MÜHLEMANN⁴⁴, em 1954, descreveu um método de mensuração do deslocamento dentário. Um dispositivo denominado periodontômetro foi posicionado na face vestibular de um dente anterior ou na oclusal dos posteriores para registrar a movimentação dental. Quando uma força de 100 libras é aplicada, a movimentação do dente é denominada de mobilidade dentária inicial. Se uma força maior, cerca de 500 libras, for aplicada, os feixes de fibras do lado oposto exercem uma resistência ao deslocamento adicional da raiz, observando, assim, a mobilidade dentária secundária. Acima desse valor, o grau de mobilidade permanece praticamente inalterado pela sucessiva aplicação de força.

MÜHLEMANN & ZANDER⁴⁵, em 1954, afirmaram que há boas razões para admitir que o deslocamento inicial da raiz corresponde a uma posição funcional de prontidão em relação à força de tração. A magnitude dessa força é variável de indivíduo para indivíduo, de dente para dente, e depende sobretudo das estruturas e organização do ligamento periodontal. Os autores afirmam que o valor da mobilidade inicial para dentes anquilosados é zero, sendo toda a carga aplicada sobre o dente transferida diretamente às estruturas adjacentes.

MÜHLEMANN⁴⁶, em 1960, relatou que a magnitude da mobilidade secundária, ou seja, aquela ocorrida quando da aplicação de uma força de tração acentuada, varia de dente para dente, sendo na ordem de 10 a 12 % da carga aplicada para os dentes incisivos, 5 a 9% para os caninos, 8 a 10% para os pré-molares e 4 a 8% para os molares. O autor observou também que essa mobilidade é maior em crianças e jovens que em adultos, nas mulheres que nos homens. Além disso, a mobilidade pode variar no decorrer do dia, sendo maior pela manhã e menor à noite.

SCHARNAGL⁶⁰, em 1998, avaliou a simulação do ligamento periodontal na realização de testes de resistência à fratura em restaurações indiretas confeccionadas em cerâmica, In Ceram. Inicialmente foram realizados testes de movimentação dental em mandíbulas de porcos para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido no ligamento artificial. A simulação do ligamento foi realizada com diversos materiais elásticos, silicona por adição, poliéter, silicona de condensação de consistência leve e pesada. Os melhores resultados foram obtidos com o emprego do material de moldagem à

base de poliéter, Impregum F (Espe), aplicado em associação com o adesivo do material. O autor relata que o ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões e as fraturas ocorridas em experimentos laboratoriais.

BEHR *et al.*³, em 1999, avaliaram a resistência à fratura e adaptação marginal de próteses adesivas, variando o tipo de preparo. Foram utilizados terceiros molares humanos extraídos com reprodução do ligamento periodontal, obtido a partir da cobertura das raízes com uma camada de 1 mm de material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (Espe), e posteriormente incluídos em um bloco de resina de poliestireno. Os dentes foram preparados e moldados com silicona por adição, e as restaurações, confeccionadas no sistema Targis/Vectris (Ivoclar). As próteses adesivas foram fixadas e a adaptação marginal medida com a técnica semi-quantitativa, através da obtenção de réplicas e posterior análise em microscopia eletrônica de varredura. As amostras foram então submetidas a um carregamento de compressão com velocidade de 1 mm/minuto, aplicada no centro do pântico. Os autores verificaram que mais de 60% das restaurações apresentaram margens perfeitas e que não houve diferença na resistência à fratura entre as duas formas de preparo.

Objetivando avaliar a influência de pinos intra-radiculares pré-fabricados na resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente, CARLINI¹¹, 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 n.º 7, obtido através da 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 relata que a reprodução do ligamento periodontal torna o padrão de fratura mais semelhante ao que se verifica clinicamente.

2.2 – TÉCNICAS E MATERIAIS PARA CIMENTAÇÃO ADESIVA

NAKABAYASHI; KOJIM; MASUHARA⁴⁸, em 1982, avaliaram um adesivo à base de monômero 4-META sobre o esmalte e dentina em dentes humanos e bovinos. Os autores verificaram através da microscopia eletrônica de varredura uma camada mista, representada pela difusão do monômero com componentes hidrófobos e hidrófilos na dentina intertubular desmineralizada. Essa zona, representada pelas fibras colágenas impregnadas pelo adesivo 4-META, foi denominada de camada híbrida, sendo responsável pelo aumento na resistência de união entre a resina e a estrutura dental.

CALAMIA & SIMONSEN¹⁰, em 1984, realizaram um trabalho para avaliar o efeito de dois silanos, sobre a resistência adesiva da porcelana condicionada com ácido. 40 amostras de porcelana foram confeccionadas e divididas em 4 grupos, sendo que 3 desses

grupos receberam o condicionamento com solução de ácido hidrofúorídrico e ácido sulfúrico. O grupo 1 recebeu a aplicação de adesivo e, em seguida, da resina, o grupo 2 e 3 receberam a aplicação dos silanos e o grupo 4 não recebeu nenhum tratamento. As amostras foram submetidas à tração em máquina de ensaio universal e os valores analisados estatisticamente. Os autores concluíram que o fator mais importante foi o condicionamento ácido da porcelana, sendo os melhores resultados obtidos com a combinação do condicionamento ácido e aplicação do silano.

EICK *et al.*²², em 1997, numa revisão da literatura que envolve o mecanismo de união entre adesivos e a estrutura dental tratada com condicionamento ácido total, ressaltaram a formação de “tags” de resina preenchendo a luz dos túbulos dentinários e uma zona de resina infiltrada na dentina desmineralizada. Interligando com os “tags”, verificou-se a interdifusão do monômero do “primer” no colágeno na dentina intertubular desmineralizada pela ação do ácido. Esse conjunto caracteriza a formação da camada híbrida, responsável pela força de união destes sistemas adesivos.

PACHECO⁵¹, em 1997, realizou um estudo com objetivo de avaliar a influência de vários tratamentos na superfície do polímero de vidro Artglass (Heraeus Kulzer), na união a um cimento resinoso, Choice Porcelain Venner System (Bisco). Os valores obtidos nos testes de tração demonstraram que o condicionamento com ácido hidrofúorídrico proporciona baixa resistência adesiva, e que os melhores resultados foram obtidos com o jateamento com óxido de alumínio seguido da aplicação de um agente de silanização.

MATSUMURA; KATO; ATSUTA³⁹, em 1997, analisaram a força de adesão da resina à porcelana feldspática, variando o tratamento de superfície. Discos de cerâmica foram confeccionados e embutidos em cilindros de resina acrílica. Sobre a superfície foram aplicados: jateamento de óxido de alumínio, desgaste com lixas e condicionamento com ácido fosfórico a 40%. Posteriormente, metade deles foram tratadas com silano e em seguida todos receberam a aplicação de cimentos resinosos. As amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento e os resultados analisados estatisticamente, permitindo que os autores concluíssem que o agente de silanização teve impacto significativo no aumento da força adesiva da resina à porcelana.

DE GOES¹⁵, em 1998, relata que as restaurações adesivas têm por objetivo associar as propriedades físicas do material restaurador à capacidade de união à estrutura dental, obtendo, assim, resultados estéticos e funcionais bem próximos do ideal. O autor descreve a importância do agente de fixação à base de resina composta no sucesso das restaurações indiretas. O desempenho clínico desses materiais é dependente da sua capacidade de umedecimento, fluidez e espessura de película. Para melhorar a capacidade de umedecimento, os cimentos resinosos são, hoje, associados a sistemas adesivos e condicionamento ácido. Quanto à espessura de película, a ISO 9917 recomenda 25 micrometros, embora muitos cimentos apresentem valores muito acima do recomendado. Esse fator torna-se crítico quando ultrapassa os 100 micrometros, limite da desadaptação das restaurações, pois dificulta a distribuição de tensões de forma homogênea, tornando a restauração susceptível à fratura. Uma espessura maior de película resulta em acentuada absorção de fluidos, maior possibilidade de desgaste do cimento e pigmentação da margem.

Por outro lado existe um limite mínimo de espessura suficiente para conferir resistência ao conjunto dente/restauração sob cargas oclusais. Na fixação de restaurações cerâmicas, a superfície interna deve ser condicionada com ácido hidrófluorídrico por 2 a 4 minutos, objetivando aumentar a rugosidade pela remoção da fase cristalina e/ou vítrea, e posteriormente tratada com a aplicação de silano, uma substância monomérica que forma ligações químicas entre o cimento e a porcelana, aumentando a resistência da interface. Por outro lado, na cimentação de restaurações de polímeros de vidro, o tratamento deve ser realizado com jateamento com óxido de alumínio seguido da silanização.

BARGHI; BERRY; PRIMUS², em 1998, propuseram comparar o efeito de vários tratamentos de superfície de uma porcelana de baixa fusão, Finesse e uma porcelana convencional, Ceramco II na adesão ao cimento resinoso. Foram analisados quatro grupos: condicionamento com ácido hidrófluorídrico a 10%, aplicação de silano, condicionamento ácido e aplicação do silano e o grupo controle que não recebeu nenhum tratamento. O cimento resinoso foi aplicado sobre a superfície cerâmica, e as amostras, submetidas ao carregamento de cisalhamento, em uma máquina Instron, com velocidade de 0,5 mm/minuto. A análise estatística dos resultados demonstrou que não houve diferença significativa entre as duas cerâmicas e que a maior força adesiva foi conseguida com o condicionamento ácido seguido da aplicação do agente de silanização.

STEWART & JAIN⁶⁸, em 2000, avaliaram a força de adesão entre a porcelana e quatro cimentos resinosos. Foram empregados seis tratamentos de superfície da porcelana: desgaste com lixas 600, jateamento com óxido de alumínio 50µm, aplicação do silano,

jateamento com óxido de alumínio seguido da aplicação do silano, aplicação de ácido hidrofúorídrico e, por fim, o condicionamento com ácido hidrofúorídrico seguido da aplicação do silano. Os cimentos testados: Nexus (Kerr), Panavia (Kuraray), Rely X (3M), e Enforce (Dentsply) foram aplicados sobre a superfície tratada, e as amostras, termocicladas e submetidas ao teste de cisalhamento. A análise estatística, utilizando o teste de Scheffe F para comparações múltiplas, demonstrou que os maiores valores foram obtidos com o tratamento com ácido hidrofúorídrico seguido da aplicação do silano. O cimento Rely X (3M) apresentou os valores mais constantes, independente do tratamento de superfície realizado.

Preocupados com o melhor tratamento de superfície da resina laboratorial no processo de fixação, JAIN *et al.*³¹, em 2000, propuseram um estudo para comparar a resistência ao cisalhamento de 4 cimentos resinosos aderidos à superfície de uma resina laboratorial, Concept (Ivoclar). Foram realizados quatro tratamentos de superfície no material restaurador: desgaste com lixa n.º 600, jateamento com óxido de alumínio 50µm, aplicação de silano e o jateamento com posterior aplicação de silano. Os autores concluíram que o jateamento com óxido de alumínio, seguido da aplicação de silano produz os mais altos valores de adesão independente do cimento testado.

RIBEIRO *et al.*⁵⁸, em 2000, propuseram avaliar a força de adesão da resina Charisma (Heraeus Kulzer) ao polímero de vidro Artglass (Heraeus Kulzer), variando o tratamento de superfície. 90 amostras de Artglass foram embutidas em resina acrílica e

receberam quatro tipos de tratamentos: ácido hidrofúorídrico a 10% por 1 minuto, ácido hidrofúorídrico a 10% por 3 minutos, aplicação do ativador do Artglass e silano, em associação a três tipos de desgaste: lixas nº600, pontas diamantadas e microjateamento com óxido de alumínio. A resina Charisma foi inserida sobre uma superfície delimitada. As amostras foram armazenadas a 37°C por 24 horas, sendo então submetidas a testes de tração com velocidade de 0,5mm/minuto. Os resultados demonstraram que o uso do jateamento proporcionou maiores valores que o desgaste com lixas 600 e que o ácido hidrofúorídrico aplicado por 1 ou 3 minutos diminuiu significativamente a força de adesão. Os autores concluem que o melhor tratamento para a adesão ao polímero de vidro Artglass é o jateamento com óxido de alumínio seguido da aplicação de silano.

HAHN *et al.*²⁸, em 2000, analisando a importância do processo de hibridização da estrutura dental na fixação adesiva, propuseram, com esse estudo, avaliar o efeito do tipo de polimerização de agentes adesivos sobre o assentamento e selamento marginal de restaurações indiretas. 60 molares foram selecionados e receberam preparos “inlay” MOD, com expulsividade de 6° e término mantido em esmalte sem bisel. As restaurações foram confeccionadas em cerâmica Empress (Ivoclar) e cimentadas com cimento resinoso Variolink (Vivadent), variando o tipo de tratamento do dente. Para o grupo 1, empregou-se um adesivo multi-componente, Syntac (Vivadent), sem polimerização prévia à aplicação do cimento; para o grupo 2, seguiu-se o mesmo procedimento do grupo anterior com a polimerização inicial do adesivo; no grupo 3, os “inlays” foram cimentados com o mesmo sistema adesivo sem empregar o adesivo de esmalte, recomendado pelo fabricante; no grupo 4, as restaurações foram fixadas com adesivo monocomponente, Prime&Bond 2.0

(Dentsply), polimerizado antes da aplicação do cimento. A adaptação marginal foi medida, antes e após a fixação, com microscópio ótico num aumento de 40X. As amostras foram submetidas à imersão em solução corante e posteriormente seccionadas ao meio e analisadas em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados comprovaram que o uso de sistema adesivo de frasco único, polimerizado inicialmente, embora possa produzir um ligeiro aumento na discrepância marginal, melhora o selamento marginal devido, provavelmente, à maior resistência da sua camada híbrida à contração de polimerização do cimento resinoso.

2.3 - MATERIAIS RESTAURADORES INDIRETOS

Descrevendo uma revisão da literatura que envolve as características da porcelana dental, BANKS¹, em 1990, verificou que a maioria dos materiais cerâmicos possuem baixo limite de deformação, por volta de 0,1%. Com isso qualquer vergamento pode ser capaz de induzir trincas que propagarão rapidamente pelo interior do material, resultando na completa fratura da restauração. O autor destacou que o condicionamento ácido da cerâmica, aliado ao uso de adesivos que promovam a hibridização da estrutura dental e de agentes de fixação à base de resina, melhora a retenção, reduz a infiltração marginal, e aumenta a resistência aos esforços mastigatórios.

HONDRUM²⁹, em 1992, numa revisão das vantagens e desvantagens do uso de cerâmica na restauração de dentes anteriores e posteriores, destacou a resistência do material e os fatores relacionados com essa propriedade. Como maior desvantagem, o autor

ressaltou a susceptibilidade à fratura no momento da colocação, mastigação, ou em decorrência de trauma oclusal, aspecto que está relacionado a vários fatores como a degradação da união do sílica-oxigênio, a indução de falhas durante a confecção, a limitada capacidade de distribuir esforços mastigatórios localizados e a baixa resistência à deformação. O autor ressaltou que o mecanismo mais comum de falhas das cerâmicas dentais está relacionado à variação de cargas oclusais, ocasionando a fadiga do material.

SCHERRER *et al.*⁶³, em 1994, realizaram um estudo buscando determinar a resistência à fratura da cerâmica em função da espessura de película do material de cimentação. Foram confeccionadas barras de porcelana fixadas a blocos de resina com cimento fosfato de zinco e cimento resinoso. A espessura de cimento resinoso variou entre 26 ± 11 μm a 297 ± 48 μm . Um carregamento de compressão foi aplicado sobre o centro do conjunto, formado pela barra de cerâmica, agente de fixação em diferentes espessuras e o bloco de resina, a uma velocidade de 0,5mm/minuto. Os resultados demonstraram, para a cerâmica fixada com agente de fixação a base de resina, que houve um decréscimo gradual na resistência à fratura com o aumento da espessura de película, porém essa variação tornou-se significativa quando ultrapassou 300 μm . Os autores concluíram que a resistência à fratura da cerâmica fixada com agente de fixação a base de resina parece não sofrer influência da espessura de película do cimento, desde que ela esteja abaixo de 300 μm .

KELLY; NISHIMURA; CAMPBELL³⁴, em 1996, realizaram um trabalho de revisão de literatura em que descreveram as características da porcelana feldspática,

também denominada de porcelana convencional, como sendo um material composto por uma estrutura vítrea, constituída basicamente por quartzo, feldspato e coalin. Os sistemas modernos de porcelanas feldspáticas são reforçadas com óxidos de alumínio, leucita ou fibras de vidro tornando-as mais resistentes à propagação de fratura. Os materiais cerâmicos, segundo os autores, são capazes de reproduzir com naturalidade a anatomia e características estéticas da estrutura dental com bom desempenho clínico.

Num trabalho de revisão abordando aspectos sobre materiais restauradores indiretos, TOUATI⁷¹, em 1996, descreveu inicialmente as vantagens das restaurações indiretas, destacando os excelentes resultados estéticos, redução na contração de polimerização, eficiência na obtenção de ponto de contato e a maior facilidade de definição de uma adequada anatomia oclusal. Os materiais estéticos disponíveis para as restaurações indiretas são as cerâmicas e resinas laboratoriais. Em relação à cerâmica, o autor destaca como vantagens: a excelente estética, conseguida pelo alto nível de translucidez, opacidade e valor; estabilidade de cor; resistência ao desgaste; habilidade de condicionamento com ácido hidrofúorídrico, que aumenta a eficiência de fixação e a biocompatibilidade. Com o advento da porcelana Duceram LFC (Degussa), que apresenta uma temperatura de cocção de aproximadamente 660°C, conseguiram-se melhorias técnicas com as quais pode-se produzir uma melhor adaptação das margens sobre o modelo de gesso, aumentando a precisão marginal. Como desvantagens das cerâmicas, o autor destaca a susceptibilidade à fratura previamente a cimentação e ausência de resiliência, fazendo com que as tensões sejam rapidamente traduzidas à interface adesiva. Outro aspecto negativo é a capacidade de produzir desgaste nos dentes antagonistas devido a sua alta dureza. Em relação às resinas

laboratoriais, o autor relata a evolução das resinas de micropartículas lançadas no início dos anos 80, Isosit (Ivoclar), Dentacolor (Heraeus Kulzer), Visiogem (Espe), denominadas por ele de primeira geração, para os novos sistemas que incluem os materiais Targis (Ivoclar), Artglass (Heraeus Kulzer), e Belleglass (Kerr), materiais que apresentam alta resistência flexural, entre 120 e 160 MPa, alto módulo de elasticidade, entre 8.500 e 12.000 MPa, e são classificados como polímeros cerâmicos, cerômeros ou resinas laboratoriais de segunda geração. O sistema Targis apresenta cerca de 80% de peso e 67% em volume de partículas inorgânicas, resistência flexural de 160 MPa e módulo de elasticidade 10.000 MPa. O sistema Artglass possui por volta de 72% em peso e 58% em volume de carga inorgânica, resistência flexural de 120 MPa e um módulo de elasticidade de 9.000 MPa. Por outro lado, o sistema Solidex (Shofu) apresenta excelente qualidade estética, porém não deve ser classificado da mesma forma, devido a sua composição e módulo de elasticidade, pois apresenta cerca de 53% de peso e 39 % de volume de partículas e 61% de componentes orgânicos, sendo classificado pelo autor como resina intermediária. O autor conclui que as resinas laboratoriais disponíveis no mercado atual apresentam características biomecânicas e facilidade de construção laboratorial, que as colocam com excelente alternativa estética às cerâmicas.

LEINFELDER³⁶, em 1997, apresentou o desenvolvimento dos polímeros restauradores com objetivo de superar as limitações dos compósitos empregados em restaurações diretas de dentes posteriores, como dificuldade de obtenção de pontos de contato e contração de polimerização. O processo de confecção indireto, por si só, não melhora a resistência ao desgaste dos compósitos, apesar de gerar melhoras nas

propriedades mecânicas desses materiais. O Artglass (Heraeus Kulzer), classificado pelo autor como polímero de vidro, foi introduzido no mercado em 1995 e tem apresentado grande aceitação por parte dos clínicos. Tem-se observado, através de testes computadorizados, que o material apresenta resistência ao desgaste superior aos compósitos de emprego direto, com taxas anuais de desgaste entre 5 e 6 micrometros. As melhores propriedades mecânicas do material podem ser atribuídas, em parte, à incorporação de monômeros multifuncionais e à distribuição das partículas de carga, Silicato de Bário. Ao contrário dos compósitos convencionais, ele apresenta uma formação muito mais complexa, que incorpora moléculas com quatro ou seis grupamentos funcionais, criando um número muito maior de ligações cruzadas. As partículas de carga são essencialmente vidro de Bário com tamanho médio de 0,7 μm e uma quantidade moderada de sílica coloidal. O Artglass é polimerizado em uma unidade com luz Xenon estroboscópica (UniXS) que alterna períodos de emissão de luz e de escuro, fato que proporciona uma polimerização sem geração de grandes tensões. O autor concluiu que, embora seja um material relativamente novo, com pouca avaliação clínica, ele representa um passo importante na busca de alternativas às restaurações de porcelana.

TOATI & AIDAN⁷², 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 (Ivoclar), 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 uma variação de resistência flexural entre 120 e 180 MPa, uma 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 classificam, como compósitos de segunda geração, os materiais Conquest (Jeneric/Pentron), Artglass (Heraeus Kulzer), Columbus (Cendrix & Metaux), Targis (Ivoclar) e BelleGlass HP (Kerr). Os sistemas Targis e Conquest apresentam um processo de pós-polimerização com aplicação de calor e luz. Já o material BelleGlass HP possui uma 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 (Vident), são também de composição microhíbrida, porém apresentam maior quantidade de componente orgânico, não apresentam as mesmas propriedades mecânicas, contudo isso não significa que não possam apresentar bons resultados clínicos.

PENSLER; BERTOLOTTI; MILLER⁵², em 1997, apresentaram um trabalho de construção de facetas laminadas e prótese fixa empregando o sistema Artglass (Heraeus Kulzer). Os autores relataram que esse sistema, relativamente novo, tem apresentado bons resultados clínicos, e muitos profissionais têm incorporado esses materiais às suas alternativas restauradoras. O Artglass é classificado pelo autor como um polímero de vidro,

que apresenta um carregamento de carga com 55% de partículas vidro de Bário e um empacotamento de 20% de sílica coloidal. Os autores concluíram que os compósitos laboratoriais são uma alternativa de aplicação clínica promissora na substituição à porcelana.

Num artigo de revisão da literatura ROSENBLUM & SCHULMAN⁵⁹, em 1997, descreveram os diversos tipos de sistemas cerâmicos para confecção de restaurações sem metal. Os autores destacaram a diferença na denominação dada à cerâmica, que é um mineral não metálico sem componente orgânico, e à porcelana, que é um tipo de cerâmica usada há mais de 3000 anos, composta basicamente por três minerais encontrados na natureza: o quartzo, o feldspato e o coalin. A porcelana Duceram LFC (Degussa) é uma categoria relativamente nova de material restaurador, referido como cerâmica hidrotérmica de baixa fusão, composto de um vidro amorfo contendo íons hidroxilas. Esse material apresenta uma estrutura não cristalina com maior densidade, superior resistência flexural e menor dureza que as cerâmicas convencionais. O mecanismo de construção desse material é feito em duas etapas, iniciando com a construção de uma base de porcelana Duceram para metalocerâmica, que é sinterizada a 930° C, seguida da aplicação da porcelana Duceram LFC, que é queimada a uma temperatura relativamente baixa, 660° C, técnica que, segundo o autor, não envolve procedimentos complicados nem equipamentos específicos.

SHANNON⁶⁵, em 1998, relatou que o medo à toxicidade do amálgama fez aumentar a demanda por restaurações não metálicas. As restaurações diretas em resina compostas têm apresentado deficiências em relação à recorrência de cáries, sensibilidade pós-operatória, pobre contato interproximal e contração de polimerização. Com isso,

aumentou a busca por restaurações indiretas. O autor abordou o desenvolvimento das resinas indiretas, com destaque ao sistema Targis e Vectris (Ivoclar), como sendo um sistema estético com predicados que o disponibiliza para o uso em dentes anteriores e posteriores. O Targis, denominado de cerômero, consiste num compósito com partículas de tamanho variando entre 0,03 e 1,0 micrometro com cerca de 75 a 85% de peso em carga. O preparo cavitário para restaurações com esse tipo de material deve apresentar ângulos internos arredondados, largura do istmo de no mínimo 1,5 a 2,0 mm para pré-molares, 2,5 a 3,0 mm para molares e profundidade de 2,5 a 3,0 mm na caixa oclusal. Para a fixação das restaurações indiretas de cerômeros, o autor recomendou o jateamento com óxido de alumínio por 15 a 20 segundos e posterior silanização, viabilizando uma efetiva ligação do agente de fixação com a resina composta, conseguindo, assim, excelentes resultados na confecção de “inlays”, “onlays” e coroas unitárias.

SCHEIBENBOGEN *et al.*⁶², em 1998, realizaram um estudo de avaliação clínica de 1 ano envolvendo 71 restaurações tipo “inlay” confeccionadas em 45 pacientes, com intervalo de confecção de 2 meses. As restaurações foram confeccionadas em resina Tetric, Blend-a-lux, Pertac Hybrid e uma cerâmica IPS Empress, avaliadas inicialmente e após o período de 6 meses. Foram empregados vários parâmetros de avaliação, dentre eles, a integridade marginal e forma anatômica da margem. Os resultados da avaliação inicial foram de 66% nível alfa e 34% nível bravo para a anatomia de margem. Após 1 ano, verificaram-se 28% alfa e 72 % bravo para os “inlays” de resina composta. Para as restaurações de cerâmica inicialmente tiveram 56% alfa e 44% bravo, e, após 1 ano, 12% alfa e 88% bravo. Em relação à integridade marginal verificaram-se níveis de 84% alfa e

16% bravo, e após 1 ano foram 43% alfa , 53% bravo e 4% delta para os “inlays” de resina. Por outro lado, as restaurações em cerâmica apresentaram valores iniciais de 89% alfa e 11% bravo e, após 1 ano, 67% alfa e 33% bravo. Na avaliação geral o resultado após 1 ano demonstrou níveis de 100% de aceitabilidade para os “inlays” de cerâmica e 94% para os de resina composta.

DEVÓLIO¹⁶, em 1998, apresentou um trabalho com o protocolo laboratorial para confecção de restaurações em resina Solidex (Shofu), caracterizada pela presença de 53% de filamentos cerâmicos, 25% de co-polímero com resina multifuncional e 22% de matriz convencional, Bis-GMA. A construção da restauração iniciou-se pela delimitação do término do preparo, no modelo de gesso com um lápis cópia de cor vermelha seguido da aplicação de adesivo à base de cianoacrilato (Superbond-Loctite), para isolamento do troquel. A resina deve ser aplicada em camadas de, no máximo, 1 mm sendo polimerizada com fonte de luz multifocal, Solidilite (Shofu) por 1 minuto. Após a conclusão da restauração foi realizada uma polimerização adicional por 3 minutos. O acabamento e polimento foram feitos com borrachas abrasivas de silicone associadas à pasta diamantada seguido de escova de lã em baixa rotação e pasta diamantada, finalizada com a aplicação isolada do disco de lã. A restauração foi removida do troquel, e a porção interna jateada com óxido de alumínio. O autor destaca a facilidade de execução e os bons resultados estéticos conseguidos com o material Solidex.

TOUATI & MIARA⁷³, em 1998, relataram que o reduzido interesse em realizar restaurações metálicas tem estimulado o desenvolvimento de resinas indiretas. Foi

apresentado o desenvolvimento do sistema Targis (Ivoclar), denominado por eles de cerômero, polímero otimizado por cerâmica. A constituição do material é de cerca de 80% em peso e 68% em volume de carga, composta de sílica altamente dispersa, vidro de bário e óxidos mistos silanizados, com tamanho variando entre 0,03 a 1 micrometro. O material apresenta uma resistência flexural de 160 ± 10 MPa e módulo de elasticidade de 12.000 MPa. Os princípios básicos do preparo requerem ângulos internos arredondados, com desgaste mínimo de 1,5 mm de profundidade e paredes expulsivas. O processo de confecção das restaurações é feito em camadas, polimerizadas por 10 segundos no sistema Targis Quick (Ivoclar), e a polimerização final realizada em unidade Targis Power (Ivoclar) por 25 minutos, que associa luz e calor, atingindo 95°C . Para a fixação é recomendado o tratamento da restauração com jateamento de óxido de alumínio de $50\ \mu\text{m}$, seguido da silanização, e no dente é indicada a hibridização da estrutura dental associada ao uso de cimento à base de resina composta. Os autores concluíram que as resinas indiretas apresentam alta resiliência e flexibilidade, fator que auxilia na preservação da ligação adesiva entre o dente e restauração.

MIARA⁴¹, em 1998, relatou que as cerâmicas, quando empregadas na confecção de restaurações “inlays” e “onlays”, apresentam uma técnica muito sensível, com alto custo e elevados níveis de fratura parcial ou total da restauração. As resinas laboratoriais modernas, que são uma evolução daquelas encontradas no mercado no início dos anos 80, apresentam importantes propriedades que as colocam como materiais de futuro promissor para restaurações indiretas em dentes posteriores. Esses materiais apresentam características

microhíbridas e matriz orgânica com sensíveis modificações estruturais que lhes conferem melhores propriedades mecânicas. O preparo cavitário, para restaurações indiretas em cerômeros, deve apresentar ligeira expulsividade, com ângulo cavosuperficial sem bisel e desgaste mínimo de 1,5 mm a 2,0 mm. Para o tratamento interno da restauração, no ato da fixação adesiva, deve-se priorizar o tratamento com jato de óxido de alumínio de 50 micrometros numa pressão de 60Psi, seguido da aplicação de silano. O autor concluiu que, embora as resinas de segunda geração estejam sendo vistas de uma forma promissora, estudos futuros devem ser realizados para comprovar tais atributos dados a esse grupo de materiais.

DYER & SORENSEN²¹, em 1998, apresentaram um estudo de resistência flexural e resistência à fratura de vários sistemas de resinas laboratoriais. Os materiais testados foram: Artglass dentina (Heraeus Kulzer), Targis dentina (Ivoclar), Targis Base (Ivoclar), Vectris Single (Ivoclar), Vectris Pontic (Ivoclar), Sculpture dentina (Jeneric/Pentron), Fibrekor (Jeneric/Pentron), Belle Glass (Kerr), Concept (Ivoclar). Dez amostras foram fabricadas por grupo em moldes metálicos com dimensões específicas para cada teste. As amostras foram submetidas aos testes em máquina de ensaio universal, e os valores analisados estatisticamente, mostrando diferenças entre as resinas laboratoriais homogêneas e os sistemas de fibra de reforço. Não se verificaram diferenças na resistência flexural das resinas Artglass dentina (131,7 MPa) e Targis Base (161,6 MPa) e Targis dentina (134,5 MPa).

FREIBERG & FERRACANE²⁴, em 1998, propuseram um estudo para avaliar o grau de conversão e as propriedades físicas de um compósito laboratorial Artglass (Heraeus Kulzer), em comparação a uma resina convencional Charisma (Heraeus Kulzer). Foram empregadas duas fontes polimerizadoras. A unidade laboratorial UniXS (Heraeus Kulzer) possui luz estroboscópica de 4,5 Watts de potência, num comprimento de onda entre 450 a 500 nm, que opera numa frequência de 20Hz a cada 10 milisegundos, e uma unidade convencional com intensidade média de 250mW/cm². As propriedades físicas analisadas foram a resistência à fratura, módulo de elasticidade, resistência flexural, dureza e o grau de conversão. Os resultados desse estudo mostram que, tanto o compósito Charisma quanto o Artglass, tiveram um aumento no grau de conversão de monômeros, quando polimerizados com a unidade UniXS. A efetividade da polimerização proporcionou melhora na resistência à fratura, módulo de elasticidade, resistência flexural e dureza. O Artglass apresentou maior resistência à fratura, maior grau de conversão e maior resistência flexural que a resina Charisma, embora tenha mostrado menor resistência ao desgaste.

MUÑOZ CHAVES & HOEPFNER⁴⁷, em 1998, apresentaram um trabalho destacando a evolução dos materiais restauradores indiretos à base de compósitos. Eles são chamados de cerômeros, polímeros otimizados por cerâmica ou de “polyglass” e são indicados para confecção de “inlays”, “onlays”, coroas, facetas e próteses fixas não extensas. Para a fixação das restaurações indiretas de compósitos laboratoriais, a superfície interna deve ser tratada com jateamento de óxido de alumínio, seguido da aplicação de silano. Os autores finalizaram ressaltando as vantagens desses materiais como: a facilidade de fabricação, resistência flexural elevada, facilidade de reparo na boca, pouco ou nenhum

desgaste em dentes antagonistas, estabilidade de cor, preenchendo assim a lacuna deixada pela cerâmica, principalmente em dentes posteriores.

FAHL & CASELLINI²³, em 1998, apresentaram a evolução dos materiais estéticos para dentes posteriores que culminaram com o surgimento do sistema Targis (Ivoclar), denominado cerômero, polímero otimizado por cerâmica. A carga desse material é constituída de partículas finas tridimensionais especialmente homogêneas com tamanhos entre 0,03 e 1 micrometro com carregamento de cerca de 80% em peso. As partículas estão embebidas em uma matriz orgânica com potencial de polimerização por luz e calor. Para a confecção de “inlays” e “onlays”, o preparo deve apresentar redução mínima de 2 mm, com ângulos internos arredondados e paredes ligeiramente expulsivas. Para a fixação, as restaurações devem ser tratadas com jateamento com óxido de alumínio e posteriormente silanizadas. Os autores concluíram afirmando que esse material possui características estéticas e funcionais altamente promissoras.

Segundo CHALIFOUX¹², em 1998, a necessidade estética dos pacientes, que é um fator decisivo na seleção das alternativas restauradoras, fez popularizar o uso de materiais estéticos para a confecção de restaurações indiretas em dentes posteriores. Os materiais restauradores à base de resina modificada pela inclusão de fibras, apresentam-se com excelente perspectiva para o uso em dentes posteriores. A causa de falhas em restaurações posteriores está intimamente relacionada às forças mecânicas ocorridas na região oclusal. O material apresenta a capacidade de se ligar à estrutura dental e ao agente de fixação a base de resina, pela grande quantidade de radicais livres na sua superfície interna. Os sistemas

laboratoriais de polimerização lhe conferem alta resistência. O autor sugere que, pela análise da diversidade de forças oclusais ocorridas nos dentes posteriores, as resinas laboratoriais são vantajosas em relação às cerâmicas.

TANOUE; MATSUMURA; ATSUTA⁶⁹, em 2000, realizaram esse trabalho para avaliar e comparar a dureza de superfície e a solubilidade em água de duas resinas protéticas, Artglass (Heraeus Kulzer) e Dentacolor (Heraeus Kulzer) polimerizadas com três unidades de luz laboratorial, Dentacolor XS e Hyper LII e uma polimerização complementar por calor em uma unidade KL100. A polimerização foi feita com aplicação da luz por 60 segundos em cada face, em um grupo foi realizada polimerização complementar com calor por 15 minutos a 100°C. Os resultados demonstraram que a resina Artglass apresentou sempre maior dureza de superfície que a resina Dentacolor e que a polimerização complementar não proporcionou melhorias nessa propriedade. A solubilidade em água da resina Artglass foi praticamente nula em todas as análises, e severamente superior à resina Dentacolor. Os autores concluíram que a utilização de unidade de alta intensidade de luz é mais eficiente que a polimerização complementar com calor.

2.4 - RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS

DIETSCHI *et al.*¹⁷, em 1990, relataram em seu estudo que a adaptação marginal e a resistência à fratura são provavelmente os fatores que mais influenciam o sucesso das restaurações indiretas. Os materiais cerâmicos apresentam alta resistência à compressão e

baixa resistência à tração e flexão, sendo, portanto, altamente friáveis, necessitando de uma ligação adesiva ao dente. Os autores propuseram, então, avaliar a resistência à fratura de “inlays” confeccionados com três sistemas cerâmicos fixados com dois cimentos. 60 molares foram selecionados e receberam preparos MOD com dimensões de 2,5 mm de profundidade na caixa oclusal e 4 mm nas caixas proximais, 2 mm de abertura de istmo na caixa oclusal e 4 mm nas caixas proximais. Dez dentes foram mantidos como controle sem receber preparos cavitários. Os preparos foram moldados com silicona por adição, e as restaurações, confeccionadas com cerâmica Vitadur N (Vita), Vitadur com inclusão de alumina e Ceramco II (Dentsply). Metade dos dentes de cada grupo foi cimentada com agente de fixação a base de resina e a outra, com cimento de ionômero de vidro. Os dentes foram armazenados em 100% de umidade a 37 ° C. A resistência à fratura foi obtida através da aplicação de um carregamento axial numa velocidade de 1mm/minuto por meio de uma esfera de 2 mm de diâmetro no centro do dente. Os resultados obtidos pelos grupos na ordem decrescente foram: dentes íntegros (362.0 Kgf), grupo restaurado com cerâmica Vitadur N com reforço de alumina, fixada com agente de fixação a base de resina (273.5 Kgf); Vitadur N fixadas com agente de fixação a base de resina (206.0 Kgf); Ceramco II fixada com agente de fixação a base de resina (169,5 Kgf); Vitadur N com inômero (158,2 Kgf); e Ceramco II com ionômero de vidro (145.5 Kgf). A análise ao microscópio eletrônico revelou que a união entre a cerâmica, agente de fixação a base de resina e esmalte excede a ligação à dentina e que a força de união à cerâmica excede a força coesiva do esmalte.

BURKE; WILSON; WATTS⁸, em 1993, relataram que se tem dado muita atenção à necessidade ou não de recobrimento de cúspides na realização de preparos para restaurações indiretas. Contudo, pouco se observa a respeito da influência da inclinação das paredes do preparo na resistência à fratura. Com isso, os autores propuseram avaliar a influência da inclinação de 2, 4, 6° das paredes circundantes do preparo sobre a facilidade de confecção e a resistência à fratura de pré-molares restaurados com “inlays” de resina laboratorial Brilliant (Coltene), fixados com agente de fixação a base de resina de dupla polimerização. As amostras foram submetidas a uma carga de compressão utilizando, para um grupo, esferas de 4 mm de diâmetro e, para o outro, cilindros de 4 mm de diâmetro. As amostras fraturadas foram analisadas, classificando-se o padrão de fratura em cinco níveis: I - para amostras com mínima fratura de dente ou “inlay”, II - fratura menor que metade do “inlay”, III - fratura do “inlay” ao meio, IV- amostra com mais da metade do “inlay” fraturado e removido, e V - para a fratura total do dente e/ou “inlay”. Os autores verificaram que a esfera, que dificulta o posicionamento da mostra na aplicação da força, proporciona, contudo, um padrão de fratura menos traumático. A inclinação das paredes de 4° apresentou melhor desempenho, devido à maior facilidade de execução e menor ocorrência de fraturas altamente comprometedoras ao dente.

BURKE & WATTS⁷, em 1994, propuseram avaliar a resistência à fratura de coroas totais confeccionadas em cerâmica, variando a expulsividade das paredes do preparo em 6 e 8°. 30 pré-molares foram selecionados, limpos e embutidos até 2mm do limite amelo-cementário em cilindros metálico. 10 dentes foram mantidos como controle e 20 dentes receberam preparos totais com expulsividade de 6 e 8°. Os dentes foram moldados com

silicona por adição, e as coroas, confeccionadas em cerâmica feldspática, Mirage (Chamaleon Dental) e fixadas com agente de fixação a base de resina. Os dentes foram armazenados em 100% de umidade por 24 horas, sendo então submetidos a um carregamento axial de compressão, a uma velocidade de 1mm/minuto. O valor médio da resistência à fratura do grupo que empregou preparo com expulsividade de 6° foi de 0,77 KN, para os dentes com preparos com 8° de expulsividade foi de 0,71KN e 0,97 KN para os dentes íntegros. Os autores concluíram que não houve diferenças entre os grupos que receberam preparos com 6° de expulsividade e os dentes íntegros.

A resistência à fratura pode ser influenciada, segundo BURKE; WILSON; WATTS⁹, em 1994, pelo tamanho da cavidade, propriedades físicas do material restaurador e sistema de fixação utilizado. Pensando nisso, os autores propuseram avaliar o efeito da variação da técnica de fixação na resistência à fratura de dentes tratados com restaurações indiretas de resina compostas. 60 molares superiores foram selecionados com dimensões padronizadas, com variação máxima de 2,5% em relação à média. Os dentes foram preparados com inclinação de 4°, abertura de istmo de 1/2 e 1/3 da distância vestibulo-lingual, com a parede gengival posicionada entre 1 e 2 mm do limite amelo-cementário e ângulo áxio-pulpar arredondado. Uma base de 0,5 mm de Ketac-Bond (Espe) foi aplicada sobre a parede de fundo do preparo. As amostras foram moldadas com silicona por adição, e as restaurações, confeccionadas com o sistema Brilliant (Coltene). Os “inlays” foram fixados e após 4 horas submetidos a um carregamento axial de compressão numa velocidade de 1mm/minuto até a fratura da restauração. A força máxima foi anotada, e então avaliado o padrão de fratura conforme uma escala de classificação em cinco níveis,

sendo I - para amostras com mínima fratura de dente ou “inlay”, II – fratura menor que metade do “inlay”, III – Fratura do “inlay” ao meio, IV- Amostra com mais da metade do “inlay” fraturado e removido e, V – para a fratura total do dente e/ou “inlay”. Os resultados revelaram uma grande variação no padrão de fratura entre os dentes de um mesmo grupo, sendo mais freqüentes as fraturas severas. Não se verificaram diferenças entre os preparos com 1/2 e 1/3 de abertura vestibulo-lingual. Os dentes fixados com cimento à base de monômero 4 META (0,85 KN) conseguiram valores estatisticamente semelhantes à resistência dos dentes íntegros (0,99 KN), com padrões de fratura menos traumático.

BURKE⁵, em 1995 avaliou a resistência à fratura de coroas inseridas em pré-molares superiores extraídos, variando a técnica de cimentação. Foram utilizados 40 pré-molares com dimensões vestibulo-palatino semelhantes, com variação menor que 2,5% do tamanho médio. Os dentes foram divididos em quatro grupos, empregando a associação ou não de adesivos dentais e utilizando agente de fixação a base de resina ou cimento fosfato de zinco. A resistência à fratura de coroas de cerâmica fixadas com agente de fixação a base de resina e adesivo dental (0,77 KN) foi estatisticamente superior às coroas fixadas com cimento fosfato de zinco (0,39KN). Essa diferença é atribuída à capacidade de ligação adesiva com a estrutura dental, proporcionando maior resistência ao conjunto dente-restauração.

MAK; QUALTROUGH; BURKE³⁸, em 1997, avaliaram a resistência à fratura de pré-molares restaurados com coroas totais confeccionadas em quatro sistemas cerâmicos. Foram selecionados 40 pré-molares entre os 88 coletados que apresentavam medidas

vestíbulo-lingual com diferenças inferiores a 2,5% do tamanho médio. Os dentes foram preparados e moldados com silicóna por adição. O processo de confecção foi desenvolvido seguindo as orientações dos fabricantes dos materiais: porcelana feldspática, Mirage (Chamaleon); cerâmica fundida, Empress (Ivoclar); vidro ceramizado, Dicor (Dentsply); Cerâmica aluminizada Vitadur N (Vita). Os testes foram desenvolvidos com a aplicação de um carregamento axial de compressão a uma velocidade de 1mm/minuto, e posteriormente analisado o padrão de fratura em cinco níveis: I - para amostras com mínima fratura de dente ou “inlay”, II – fratura menor que metade do “inlay”, III – Fratura do “inlay” ao meio, IV- Amostra com mais da metade do “inlay” fraturado e removido e, V – para a fratura total do dente e/ou “inlay”. Os resultados foram analisados estatisticamente, demonstrando que a resistência à fratura dos dentes restaurados com a cerâmica Dicor foi estatisticamente superior aos grupos restaurados com a cerâmica feldspática e a cerâmica aluminizada, contudo apresentaram resultados semelhantes aos dentes restaurados com cerâmica Empress.

NEIVA *et al.*⁴⁹, em 1998, avaliaram a resistência à fratura e a amplitude da adaptação marginal de coroas confeccionadas em três sistemas cerâmicos: IPS Empress (Ivoclar), Procera (Nobelpharma) e In-Ceram (Vita). 60 réplicas de preparo para coroa total foram obtidas em resina Vident, um material que apresenta módulo de elasticidade semelhante à dentina humana, que é passível de condicionamento com ácido fosfórico, produzindo microrretenção. As coroas foram fixadas com agente de fixação a base de resina Panavia 21(Kuraray) e submetidos a um carregamento axial de compressão a uma velocidade de 0,5 mm/minuto. Os resultados demonstraram que não houve diferenças

significativas entre os valores médio de resistência à fratura da cerâmica IPS Empress (222,45 Kgf); Procera (194,20 Kgf); In-Ceram (218,80 Kgf). Em relação à abertura da fenda marginal, medida em microscopia ótica num aumento de até 64X, a análise dos resultados demonstrou que o Procera (225 μ m) apresentou desadaptação significativamente superior aos outros dois sistemas analisados, IPS Empress (90 μ m) e In-Ceram (135 μ m). Essa diferença de comportamento é atribuída às variações nas técnicas de confecção laboratorial.

CORDEIRO¹⁴, em 1998, realizou um trabalho com objetivo de avaliar a influência dos agentes de fixação sobre a resistência à fratura de “inlays” cerâmicos. Foram utilizados 50 molares inferiores de humanos, com tamanhos semelhantes, que receberam preparos MOD com expulsividade de 6°. Os dentes foram moldados com silicona por adição, e as restaurações, confeccionados com a cerâmica Duceram LFC (Degussa), pela técnica do troquel refratário. As restaurações foram fixadas com cimento fosfato de zinco, três cimentos resinosos e um grupo em que não foi aplicado nenhum material de cimentação. A restauração foi inserida no preparo e aplicada uma carga de 5Kgf por 10 minutos numa prensa hidráulica, com objetivo de padronizar a linha de cimentação. Os dentes foram submetidos a um carregamento de compressão na superfície oclusal por meio de uma esfera de 4mm acoplada a uma máquina de ensaio universal Instron, numa velocidade de 1mm/minuto. Os resultados demonstraram que as restaurações de cerâmica pura apresentaram baixa resistência prévia à cimentação (8,9 Kgf). Os melhores resultados foram obtidos com os cimentos resinosos Opal (201,2 Kgf), Resin Cement (206,7 Kgf) e

Enforce (243,1 Kgf), com valores semelhantes entre si e estatisticamente superiores ao cimento fosfato de zinco (143,1 Kgf).

LOOSE *et al.*³⁷, em 1998, avaliaram a resistência à fratura, adaptação marginal e microinfiltração de próteses fixas confeccionadas no sistema Targis/Vectris (Ivoclar) e em cerâmica, In-Ceram (Vita). Foram utilizados terceiros molares extraídos, que tiveram suas raízes cobertas com uma camada de 1 mm de material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (Espe), sendo posteriormente incluídos em um bloco de resina, simulando, assim, o ligamento periodontal. Os dentes foram preparados e moldados com silicona por adição, e as restaurações, confeccionadas com o sistema Targis/Vectris. Outro grupo empregou a inclusão de reforço adicional de Vectris Single, e o terceiro grupo utilizou a cerâmica In Ceram. As próteses foram fixadas com agente de fixação a base de resina, e a adaptação marginal, medida com a técnica não invasiva, através da obtenção de réplicas e análise em microscopia eletrônica de varredura. As amostras foram, então, submetidas à infiltração do corante de fuccina básica e posteriormente seccionadas para avaliação da penetração do corante. O mesmo número de amostras foi utilizado para o ensaio de fratura, através de um carregamento de compressão numa velocidade de 1mm/minuto, aplicado sobre o centro do pântico. Os autores verificaram que os dois sistemas de restauração apresentaram boa adaptação marginal e pequena penetração de corante. Em relação à resistência à fratura, o sistema Targis/Vectris (1470 N) e Targis/Vectris com Vectris Single (1305N) apresentaram valores estatisticamente superiores ao sistema In Ceram (334N). Os autores atribuem essa maior resistência às propriedades mecânicas das resinas reforçadas,

que apresentam maior resiliência, maior resistência flexural e maior capacidade de sofrer deformação.

BRUNTON *et al.*⁴, em 1999, relataram que a busca por alternativas ao amálgama, em decorrência do medo da possível contaminação com mercúrio e a expectativa estética, popularizou o uso de materiais restauradores estéticos em dentes posteriores. As restaurações diretas apresentam dificuldades de execução e alta contração de polimerização, acentuando a busca por soluções de tais problemas. Preocupados com isso, os autores propuseram avaliar a resistência à fratura sob força de compressão de pré-molares restaurados com “onlays” confeccionados com três materiais: uma resina indireta, Isosit (Ivoclar), uma resina reforçada, Belle Glass (Kerr), e uma cerâmica, Empress (Ivoclar). Foram selecionados 40 pré-molares, medidos com paquímetro digital (Mitutoyo), que apresentavam tamanhos variando em 2,5% do valor médio. Os dentes receberam preparos padronizados com emprego de uma réplica posicionada no sistema de preparo Celay (Mikrona), e, em seguida, foram incluídos até 2mm do limite amelo-cementário. As restaurações “onlays” foram cimentadas com adesivo Syntac (Vivadent) e agente de fixação a base de resina Variolink (Vivadent), sendo então armazenadas por 24 horas a 37 °C. As amostras foram submetidas a um carregamento de compressão em máquina de ensaio universal a um velocidade de 1mm/minuto, através de um cilindro de 4 mm de diâmetro posicionado no centro da superfície oclusal. Os dentes íntegros apresentaram resistência média de $1,09 \pm 0,31$ KN, enquanto o grupo restaurado com o sistema SR Isosit apresentou resistência de $1,56 \pm 0,54$ KN. Por outro lado, com a cerâmica Empress, obteve-

se valor médio de $0,99 \pm 0,49$ KN e a resina reforçada BelleGlass apresentou valor médio de $0,99 \pm 0,54$ KN. Os autores relataram que as resinas compostas apresentaram maior capacidade de absorver forças compressivas que os materiais cerâmicos e as resinas reforçadas, por apresentarem um módulo de elasticidade menor, e dessa forma a carga é transmitida de modo mais lento ao dente.

Segundo BURKE⁶, em 1999, estudos anteriores têm demonstrado uma resistência à fratura satisfatória das restaurações cerâmicas fixadas com cimentos resinosos e adesivos dentais. Com isso, o autor propôs avaliar a resistência à fratura de coroas confeccionadas em uma nova cerâmica reforçada com leucita, Fortress (Chamaleon Dental), fixadas em 10 pré-molares, com dimensões semelhantes, utilizando um agente de fixação a base de resina de dupla polimerização. Os dentes foram submetidos a um carregamento axial de compressão a uma velocidade de 1,0 mm por minuto. Os resultados demonstraram que a resistência média da cerâmica reforçada com leucita (0,88 KN) não apresentou diferença em relação a coroas confeccionada com porcelana feldspática (0,77KN).

2.5 - ADAPTAÇÃO MARGINAL DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS

PEUTZFELDT & ASMUSSEN⁵³, em 1990, propuseram investigar a discrepância marginal de “inlays” confeccionados com três diferentes sistemas de resinas compostas Brilliant (Coltene), Estilux (Kulzer) e o sistema Isosit (Ivoclar), pelas técnicas semi-direta e indireta. A discrepância marginal foi medida pela técnica não invasiva, com auxílio de

microscópio ótico num aumento de 20 X, em três pontos da parede cervical de preparos MOD, em duas etapas, inicialmente e após 24 horas. Os valores de discrepância marginal foram sempre menores para a técnica semi-direta para os sistemas Brilliant ($17\pm 4 \mu\text{m}$) e Estilux ($18\pm 8 \mu\text{m}$), em comparação aos valores obtidos para os mesmos materiais, Brilliant ($40\pm 19 \mu\text{m}$) e Estilux ($41\pm 10 \mu\text{m}$), quando confeccionados pela técnica indireta. Os maiores valores foram encontrados com o sistema indireto Isosit ($109\pm 23 \mu\text{m}$). Os autores verificaram também que, após 24 horas, ocorre uma tendência de aumentar a discrepância marginal.

VAN MEERBEEK *et al.*⁷⁴, em 1992, realizaram um estudo para avaliar clinicamente a adaptação marginal de quatro sistemas estéticos para a confecção de “inlays”. 32 restaurações classe II foram inseridas em pré-molares e molares permanentes, sendo confeccionadas em cerâmica Dicor (Dentsply), Cerec Vita (Vita) e em resina composta P50 (3M), variando o tipo de agente de fixação a base de resina empregado na fixação. As avaliações foram realizadas inicialmente e, após 6 meses, pela técnica não invasiva, através da análise de réplicas de resina epóxica em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados comprovaram que o cimento à base de resina de micropartícula apresenta desgaste inferior ao cimento de macropartícula. Após 6 meses, ocorreu grande desgaste do agente de fixação a base de resinas exposto ao meio oral. Os autores verificaram, ainda, que não houve diferenças entre os “inlays” de resina composta e de cerâmica fixados com os seus respectivos cimentos.

A discrepância marginal, segundo DIETSCHI; MAEDER; HOLZ¹⁸, em 1992, está diretamente relacionada ao desenho da cavidade, material restaurador e a técnica de construção da restauração. Os autores propuseram, portanto, avaliar a influência do tipo de material e habilidade do protético sobre a adaptação marginal de restaurações cerâmicas. Foram empregados 30 molares recém-extraídos, que foram embutidos em suporte metálico com resina autopolimerizável até 1mm da junção amelo-cementária e mantidos em água a 4°C. Cavidades MOD foram realizadas com profundidade de 2,5 mm na parede pulpar e 4 mm na parede gengival. Os dentes foram divididos em três grupos de 10, sendo restaurados com cerâmica aluminizada, Vitadur N (Vita), e porcelana feldspática, Ceramco II (Dentsply), fabricadas por dois técnicos diferentes pela técnica do troquel refratário. Os parâmetros de avaliação foram a espessura da fenda marginal e a observação do contorno do perfil de réplicas em microscopia eletrônica de varredura com aumento de 100X. Os resultados demonstraram que a adaptação marginal não sofreu interferência do material, e sim, da habilidade do técnico fabricante. Os valores para a face proximal variaram entre 51,6 e 55,5 µm, sendo um fator de acúmulo de placa nessa região, agindo desfavoravelmente à saúde gengival pela proximidade com o periodonto. Na superfície oclusal os valores variaram entre 34,3 e 64,1 µm, a média geral para a cerâmica feldspática atingiu valores entre 46,3 e 57,6µm.

INOKOSHI *et al.*³⁰, em 1992, definiram a adaptação marginal como sendo a distância entre a restauração e a estrutura dental. Uma fenda maior expõe o agente de fixação a base de resina, que pode sofrer deterioração levando ao manchamento, infiltração

marginal, cáries secundárias e fraturas marginais. Preocupados com esses aspectos, os autores se propuseram a avaliar a desadaptação marginal de restaurações “inlays” confeccionadas em blocos de cerâmica Cerec (Vita), pelo sistema CAD-CAM, empregando dois diferentes programas. 10 pré-molares superiores pré-fabricados receberam preparos MOD com inclinação nas paredes de 3 a 3,5°. As restaurações foram inseridas no preparo, e a medição da fenda marginal, realizada por meio de microscopia ótica num aumento de 5 e 12,5 X, posicionando o dente inclinado na base de observação, direcionando a face a ser analisada perpendicularmente ao eixo axial do microscópio. Os resultados demonstraram grande variação nos valores de desajuste marginal, independente do programa utilizado, sendo os valores médios de 52µm para a cerâmica analisada.

PUY *et al.*⁵⁵, em 1993, realizaram um trabalho para avaliar o grau de infiltração e a integridade marginal de “inlays” confeccionados em resina composta. Foram empregados 10 molares que receberam restaurações indiretas de compósito Brilliant (Coltene) e fixadas com agente de fixação a base de resina Duo-Cement (Coltene). As amostras foram submetidas a termociclagem e então imersas em solução de nitrato de prata a 50%, sendo posteriormente seccionadas ao meio e expostas à luz por 6 horas. Uma secção foi examinada sob microscopia de luz e a outra em microscopia eletrônica de varredura. A análise da infiltração marginal demonstrou que apenas dois “inlays” apresentaram penetração de corante, e que, ao microscópio eletrônico, a qualidade da interface se mostrou excelente, sem deslocamento do material. Os autores concluíram que as restaurações indiretas apresentam excelente adaptação marginal e baixos níveis de

infiltração, o que se deve à técnica de polimerização extra-oral e ao uso de sistemas adesivos de última geração.

REID; SAUDERS; BAIDAS⁵⁷, em 1993, relataram que as restaurações diretas apresentam grande contração de polimerização, que leva a falhas na interface adesiva permitindo a entrada de ácidos, enzimas e íons, resultando em microinfiltração e descoloração de margem. Os autores, acreditando nas vantagens das restaurações indiretas que podem reduzir a contração de polimerização, devido à menor quantidade de agente de fixação a base de resina, propuseram avaliar a adaptação marginal de “inlays” confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais. 67 pré-molares foram selecionados e receberam preparos MOD com três características de configuração das paredes, paredes paralelas, inclinação de 10 e 15°. Os dentes foram divididos em três grupos a serem restaurados com dois sistemas de resina, EOS (Vivadent), Isosit (Vivadent) e cerâmica Hi Ceram (Vita). As restaurações foram posicionadas, e as medidas das discrepâncias marginais, realizadas com aumento de 14X em 6 pontos de cada caixa proximal além do ponto de maior discrepância. Os “inlays” foram cimentados com agente de fixação a base de resina dual e posteriormente imersos em solução de azul de metileno a 2% sob termociclagem, sendo seccionados e analisada a infiltração de corante, pela técnica invasiva. Os resultados demonstraram que as restaurações com paredes paralelas não apresentaram boa adaptação marginal, sendo os melhores resultados obtidos com a inclinação de 10°, com a qual, a discrepância marginal na parede gengival para o sistema EOS foi de $508 \pm 282\mu\text{m}$, $273 \pm 167\mu\text{m}$ para o sistema Isosit e $196 \pm 85 \mu\text{m}$ para a cerâmica.

Os autores concluíram que, com esse nível de desadaptação, não foi possível impedir a infiltração marginal em nenhum dos grupos analisados.

O'NEAL; MIRACLE; LEINFELDER⁵⁰, em 1993, preocupados com a desadaptação marginal de diversos sistemas de confecção de restaurações indiretas, e com a possível relação com o desgaste dos cimentos resinosos, propuseram um estudo clínico que envolveu 230 restaurações tipo “inlays” e “onlays” inseridas em pacientes adultos. Quatro sistemas restauradores foram utilizados, duas cerâmicas, Cerec (Siemens), Cerinate (Den-Mat) e duas resinas compostas Brilliant (Coltene), P-50 (3M). Após a fixação, os dentes foram moldados com uma silicona por adição e réplicas confeccionadas em resina epóxica. Reavaliações foram feitas em intervalos de 6 meses, até 2 anos. Os parâmetros analisados foram a medida das dimensões horizontais e verticais da discrepância marginal, os níveis de extensão do desgaste do cimento e a possível relação entre o desgaste e o tipo de cimento. Os resultados desse experimento demonstraram que há relação direta entre a medida de desadaptação marginal e o nível de desgaste do agente de fixação a base de resina, variando entre 38 a 49% da largura da desadaptação. Os autores relataram que, se a adaptação é suficientemente alta, o bolo alimentar atua sobre o cimento durante a mastigação, levando ao desgaste do material de fixação. Se o gap excede 100µm, é possível que as partículas do alimento causem desgaste do cimento, produzindo uma fenda vertical que predispõe à incidência de cárie.

Preocupados com a influência da discrepância marginal de restaurações indiretas na longevidade clínica desses procedimentos restauradores, MOLIN & KARLSSON⁴³, em 1993, realizaram um trabalho com objetivo de avaliar quantitativamente a discrepância de quatro sistemas restauradores indiretos, sendo três cerâmicos e um de ouro. 20 pacientes foram selecionados e receberam 4 restaurações tipo “inlay” em pré-molares e molares sendo um de cada material, Vita Cerec (Vita), porcelana feldspática Mirage (Chamaleon), cerâmica fundida Empress (Ivoclar) e ouro. Após a confecção, as restaurações foram ajustadas, e o espaço interno foi reproduzido com uma silicona de moldagem de baixa viscosidade. Essa réplica foi estabilizada com material pesado e partido com lâmina de bisturi em duas metades. As discrepâncias foram medidas em microscópio ótico de medição em aumento de 50 X, nas regiões: oclusal, axial e cervical em seis pontos. Os valores foram analisados estatisticamente concluindo que os melhores resultados foram encontrados com os “inlays” de ouro, vindo logo após a cerâmica feldspática Mirage e a cerâmica fundida Empress, sendo os piores resultados obtidos com a cerâmica Cerec.

Analisando a alta complexidade da geometria da cavidade em relação ao número de superfície aderidas e superfícies livres (Fator C), encontrado nas restaurações indiretas, e a reduzida capacidade de compensação das tensões gerada na polimerização da camada de agente de fixação a base de resina, DIETSCHI; MAGNE; HOLZ¹⁹, em 1993, propuseram avaliar a influência das tensões de polimerização do cimento sobre o selamento marginal. 90 molares foram seccionados em três posições da coroa, representando preparos com término em esmalte, esmalte reduzido ou em cimento. As restaurações foram confeccionadas em cerâmica MK1 (Vita), variando a espessura de fenda marginal em 80,

150 e 300µm. Os resultados da infiltração de corante revelaram significativa influência sobre a configuração e rigidez no assentamento da restauração. Os autores verificaram que uma adequada quantidade de esmalte e dentina, o uso de adesivos dentinários e uma relativa mobilidade entre a restauração e o dente no ato da fixação são necessários para preservar o selamento marginal. Verificou-se também a inexistência de correlação entre adaptação marginal e a qualidade do selamento marginal.

KREJCI; LUTZ; REIMER³⁵, em 1993, realizaram um estudo para avaliar quantitativamente a adaptação e discrepância marginal em “inlays” confeccionados em 4 sistemas cerâmicos, Dicor (Dentsply), Dicor MGC (Dentsply) construída no aparelho CAD-CAM, cerâmica feldspática, Biodent (Dentsply), e o sistema Cerec Vita MK1 (Vita) construída no sistema CAD-CAM. 24 molares recém-extraídos sem cárie, com tamanho e forma semelhantes, foram selecionados para o estudo. Os dentes receberam preparos classe II com dimensões e formatos padronizados. As restaurações foram confeccionadas e fixadas, imediatamente após o acabamento e polimento, réplicas dos dentes foram obtidas com moldagem e duplicação em resina epóxica. Em seguida, os dentes foram submetidos a um envelhecimento artificial de 5 anos, sendo posteriormente moldados e duplicados. A adaptação marginal foi medida de forma quantitativa em MEV, inicialmente, e após quatro intervalos de tempo. Os resultados demonstraram que a adaptação marginal foi significativamente melhor nos sistemas de construção laboratorial que aqueles construídos em aparelhos do sistema CAD-CAM, com valor médio de aproximadamente 80 µm, para a cerâmica feldspática, Biodent.

Preocupados com o procedimento de construção de restaurações indiretas em cerâmica feldspática, McINTYRE; BOCHIECHIO; JOHNSON⁴⁰, em 1993, propuseram avaliar a relação entre o tipo de revestimento refratário empregado na confecção de troquéis e a adaptação marginal de “inlays” cerâmicos. Foram confeccionadas 30 restaurações com a porcelana feldspática Fortune (Ivoclar), sendo 15 construídas em troquéis de revestimento refratário do fabricante da cerâmica e outras 15 com um material alternativo. Os resultados demonstraram uma desadaptação marginal estatisticamente superior para o grupo constituído de troquéis de material refratário alternativo ($100,43 \pm 17,30 \mu\text{m}$) em comparação às restaurações confeccionadas com o refratário do fabricante ($51,24 \pm 20,84 \mu\text{m}$). Os autores relataram que isso se deve provavelmente à compatibilidade entre o coeficiente expansão térmica do revestimento refratário e da cerâmica.

MITCHEM; WAGNER; FERRACANE⁴², em 1994, propuseram um trabalho para avaliar a adaptação marginal de “inlays” MOD e MO confeccionados em resina laboratorial. Os preparos foram moldados com silicona por adição, e as restaurações, confeccionadas com um sistema de resina Concept (Williams). Os “inlays” foram ajustados e a análise realizada através de microscopia ótica de medição num aumento de 10X, em seis pontos do preparo MO e oito pontos para os preparos MOD. Os resultados demonstraram que a adaptação varia bastante dentro de um mesmo dente e que os valores médios ficaram entre 20 e 45 μm .

THORDRUP; ISIDOR; HÖRSTED-BINDSLEV⁷⁰, em 1994, avaliaram a adaptação marginal e microinfiltração pela técnica invasiva de quatro diferentes sistemas restauradores indiretos. 63 molares recém-extraídos foram divididos em 4 grupos, que receberam preparos MOD sem bisel com ligeira expulsividade. A base da cavidade foi posicionada entre 2 e 3mm de profundidade, com a margem em esmalte na caixa mesial e em cimento na caixa distal. Os dentes foram moldados, e as restaurações, confeccionadas em duas cerâmicas, Cerec (Simiens) pela técnica semi-direta e Vitadur N (Vita) técnica indireta, e dois compósitos, Brilliant (Coltene) pela técnica semi-direta e uma resina indireta Estilux (Kulzer). As restaurações foram fixadas, e os dentes, seccionados ao meio. De cada metade foram obtidas uma secção na oclusal e três nas proximais, com espessura entre 200 e 500µm, que foram posteriormente lixadas até a espessura entre 75 a 100µm. As medidas da discrepância marginal, que foi definida como a distância entre o “inlay” e o dente, foram feitas em microscopia de luz de transmissão num aumento de 125X e 250X. Os resultados mostraram grande variação entre os dentes, sendo a discrepância oclusal significativamente superior à da proximal para os sistema Vitadur N e Cerec. Para o Estilux, o valor médio da proximal foi significativamente maior que da oclusal. O sistema Cerec mostrou as maiores fendas marginais na face oclusal, e na proximal não houve diferença entre os grupos.

Os sistemas restauradores indiretos, segundo KAWAI; ISENBERG; LEINFELDER³², em 1994, foram desenvolvidos para solucionar problemas como o desgaste oclusal, a dificuldade de obtenção de ponto de contato e para minimizar a

contração de polimerização da resina composta em restaurações diretas. Porém, pouco se atenta a desadaptação marginal dessas restaurações e a conseqüente exposição do cimento ao meio bucal. Os autores propuseram, então, avaliar a correlação do tipo de cimento com a largura da discrepância marginal e a característica de desgaste. Foram empregados nesse experimento três cimentos Cerec (Caulk Dentsply) e Cerec modificado (Kulzer), ambos híbridos e um cimento de micropartícula Dual Cement (Vivadent). As restaurações foram confeccionadas no sistema cerâmico Dicor MGC (Dentsply) em aparelho do sistema Cerec (Simiens). A desadaptação marginal foi fixada em 50, 100, 200 e 400 μm . Os “inlays” foram cimentados e submetidos a 400.000 ciclos de desgaste que equivalem a aproximadamente a 3 anos de utilização clínica. A metodologia de medição empregou a microscopia eletrônica de varredura em réplicas de resina epóxica obtida antes e após o ciclo de desgaste. Os resultados demonstraram uma correlação linear positiva entre a discrepância marginal e o desgaste do cimento. Os cimentos híbridos apresentaram maior desgaste que o de micropartículas. Os autores concluíram que a discrepância marginal dos sistemas de restaurações indiretas devem ficar próximos aos 50 μm para minimizar o desgaste do cimento.

SCHMALZ *et al.*⁶¹, em 1995, avaliaram a adaptação marginal de “inlays” confeccionados em cerâmica Cerec, pelo sistema CAD-CAM. Foram empregados os métodos de avaliação por microscopia eletrônica de varredura e penetração de corante após ciclagem térmica e mecânica das restaurações. Os resultados demonstram que a integridade marginal é influenciada diretamente pela adaptação marginal e,

conseqüentemente, pela espessura de película de agente de fixação a base de resina. Os autores sugeriram que restaurações cerâmicas que apresentem fendas marginais acima dos 100µm devem ser cimentadas com cimentos resinosos com grande quantidade de carga, que apresentem alta viscosidade, buscando minimizar o efeito do desgaste desse material no meio bucal.

SJÖGREN⁶⁶, em 1995, realizou um trabalho com objetivo de avaliar a adaptação marginal e interna de “inlays” cerâmicos fabricados com quatro diferentes técnicas. 50 pré-molares receberam preparos MOD, que foram moldados com silicona por adição. 20 dentes foram restaurados com “inlays” confeccionados com o aparelho Cerec (Simiens) empregando blocos de cerâmica Vita Cerec (Vita), variando duas formas de cavidades, e os outros 30 dentes restaurados com três tipos de cerâmica, Empress (Ivoclar), In Ceram (Vita) e empregando blocos de cerâmica Vita Celay (Vita) confeccionados no aparelho Celay (Mikrona). As restaurações foram cimentadas, e o acabamento, realizado com pontas diamantadas e discos Sof-lex (3M). Para facilitar a visualização da margem de cimento, foi aplicada uma solução alcóolica de 4% de eritrosina. A adaptação marginal foi medida em 20 pontos selecionados na superfície oclusal, proximal e interna. Os resultados demonstraram grandes variações na adaptação marginal entre as regiões analisadas, sendo a variação inicial maior que aquela visualizada após a fixação, o que demonstra a influência do agente de cimentação. Os autores finalizaram dizendo que existe grande dificuldade na comparação entre valores de adaptação marginal de trabalhos diferentes, devido à

variabilidade na forma de preparo, localização das medições, número, técnica e o momento da medição.

Segundo SORENSEN & MUNKSGAARD⁶⁷, em 1995, o fator C nas cavidade tipo “inlay” é bastante alta, e com isso a contração de polimerização do agente de fixação a base de resina pode resultar em sensibilidade pós-operatória. Preocupados com esse aspecto, os autores propuseram avaliar o efeito da contração de polimerização de cimentos resinosos em função da espessura da fenda marginal. Foram utilizados molares humanos que receberam preparos circulares. Os preparos foram moldados com silicona por adição, e as restaurações, confeccionadas com cerâmica Vitadur (Vita). As restaurações foram fixadas com diversos cimentos resinosos, e os dentes, seccionados ao meio e analisados com microscopia num aumento de 800X em cinco pontos da parede de fundo e das paredes laterais. Os resultados demonstraram uma fenda na interface que varia de 1,6 a 7,1 μm , o que equivale a 0,8 a 3,5% da espessura da linha de cimento, valores cerca de 3 a 10 vezes maiores que o encontrado na resina composta empregada como material restaurador. Os resultados suportam a teoria de que a fenda na margem, decorrente da contração de polimerização do agente de fixação a base de resina, é equivalente à espessura da linha de cimento multiplicado pelo volume de contração volumétrica do cimento.

KAWAI *et al.*³², em 1995, avaliaram a adaptação marginal de “inlays” classe I e II confeccionados em blocos de resina epóxica pelo sistema Celay (Mikrona), variando a divergência das paredes entre 10, 20, 30 e 40°. As restaurações foram confeccionadas em

resina azul e posteriormente inseridas no sistema Celay, servindo de parâmetro para a reprodução em cerâmica. As restaurações foram posicionadas nas cavidades, e a adaptação marginal, medida em 12 e 25 pontos das restaurações classe I e II, respectivamente, por meio de microscópio ótico num aumento de 100 X. Após a fixação, os blocos foram seccionados, e as metades, submetidas à análise da desadaptação interna. Os resultados demonstraram que nas restaurações classe I a discrepância marginal variou entre 48 ± 19 a 58 ± 5 μm e nas restaurações classe II entre 57 ± 3 a 60 ± 19 μm , estando clinicamente aceitos por apresentarem valores menores que 100 μm .

QUALTROUGH; SHARP; PIDDOCK⁵⁶, em 1996, relataram que os métodos clínicos de avaliação da discrepância marginal, como a sondagem e a radiografia, são pouco precisos e só têm efetividade em casos quando a desadaptação é maior que 100 micrometros. Sendo assim, propuseram avaliar o efeito da técnica de confecção de restaurações em porcelana feldspática pela técnica de troquel refratário, sobre a adaptação marginal. Os preparos foram feitos em blocos de acrílico transparentes, e as restaurações, confeccionadas com três diferentes técnicas de aplicação da cerâmica. Os métodos de avaliação foi a medição da adaptação marginal através da duplicação do espaço interno com silicona de baixa viscosidade e avaliação da imagem em microscópio ótico de medição num aumento de 50X. Os valores da discrepância marginal ficaram entre 98-118 micrometros, quando avaliada pelo método da duplicação, e 32-64 pelo método da análise direta da amostra. Os autores concluíram que não houve diferenças entre as técnicas de aplicação da porcelana, e que em todos os casos, o método de duplicação com material

elástico foi sempre maior que os valores obtidos com o método da análise da amostra em microscópio de medição.

Relatando que a performance clínica de “inlays” cerâmicos depende de vários fatores, sendo a adaptação marginal de importância fundamental, GELMAMAZ *et al.*²⁵, em 1997, propuseram esse estudo para avaliar a integridade marginal, antes e após a fixação adesiva. Foram empregados 10 molares recém extraídos com preparos MOD com margens em esmalte sem bisel e profundidade entre 2 e 3 mm. Os dentes foram moldados com silicona por adição e as restaurações confeccionadas com a porcelana Duceram LFC (Degussa), através da técnica do troquel refratário. Após o ajuste, o espaço interno entre a restauração e o dente foi duplicado com um material de moldagem de baixa viscosidade, que foi estabilizado com um material pesado. Essas réplicas foram seccionadas, e a faixa de material leve foi medida num microscópio ótico num aumento de 150X. Em seguida, as restaurações foram fixadas, e os dentes foram seccionados e analisados nas mesmas posições anteriormente analisadas. Os valores medidos da discrepância inicial foram de 71,83 μm na superfície oclusal e de 105,6 μm na superfície proximal, diferindo estatisticamente entre si. Após a cimentação, não houve variação estatística nas diferenças encontradas inicialmente. Os autores relataram que as diferenças entre os trabalhos se devem à variação de metodologia e que os seus valores não devem ser analisados em conjunto.

GIANNINI *et al.*²⁶, em 1998, realizaram um estudo para avaliar a adaptação marginal de três tipos de cerâmica feldspática na confecção de “onlay”. Um primeiro molar humano recebeu preparo MOD com proteção de cúspide. A amostra foi moldada e foram obtidas 30 réplicas em gesso. As cerâmicas Colorlogic (Dentsply), Duceram LFC (Degussa), Fortune (Williams) foram utilizadas para a confecção de 10 restaurações por material. Com o auxílio de um microscópio com micrômetro digital, com precisão de 1 μm , as discrepâncias marginais foram medidas nas quatro faces do dente. Os resultados foram analisados estatisticamente, demonstrando que a cerâmica Duceram LFC ($172.95 \pm 56.84\mu\text{m}$) apresentou melhor adaptação marginal que as cerâmicas Fortune ($239.15 \pm 63.28\mu\text{m}$) e a Colorlogic ($241.95 \pm 68.3\mu\text{m}$). Os autores concluíram que o melhor desempenho da cerâmica Duceram LFC se deve provavelmente à menor temperatura de cocção e à associação de uma base de cerâmica de alta fusão na sua confecção. A maior fenda marginal nas regiões proximais se deve ao maior volume de material, que resulta em maior contração volumétrica.

DIETSCHI & MOOR²⁰, em 1999, realizaram um estudo com objetivo de avaliar a adaptação marginal e interna de “inlays” classe II confeccionados em resina composta e cerâmica, através da análise em microscopia eletrônica de varredura. Cavidades MOD foram realizadas em terceiros molares com término a 1mm do limite amelo-cementário, e restauradas com resina composta híbrida, Tetric (Ivoclar), uma cerâmica hidrotérmica, Ducera LFC, e uma cerâmica spinell, In Ceram. As restaurações foram fixadas com as combinações dos adesivos Syntac Clássico e Variolink; ED Primer e Panavia; Scotchbond

MP e Variolink. Os resultados demonstraram que a adaptação contínua das margens de esmalte variou entre 85 a 99,6% para a face mesial e 85,1 a 98,2% distal, respectivamente. Em dentina, a adaptação marginal contínua variou entre 63,6% para a cerâmica In Ceram fixada com a Panavia e 96,1% para a Ducera LFC cimentada com a Panavia. A adaptação interna variou entre 32,1% para a resina Tetric fixada com Variolink e 87,3% para a cerâmica Ducera LFC fixada com Panavia. A maioria das falhas para o grupo restaurado com resina, ocorreu entre o material restaurador e a dentina. Por outro lado, para a cerâmica In Ceram as falhas foram predominantemente entre o material restaurador e o cimento.

SHEETS⁶⁵, em 1999, relatou que a saúde periodontal é um fator crítico na obtenção da estética em procedimentos restauradores. A qualidade do periodonto é afetada pela adaptação da margem ao longo das restaurações indiretas. Uma margem inadequada com formação de sobre-contorno, projeções das restaurações ou material de fixação, podem resultar na instalação de recidivas de cárie, inflamações e colapso do periodonto, comprometendo a estética. O autor relatou que, para prevenir as patologias decorrentes de falhas na interface dente restauração, grande ênfase deve ser dada a cada etapa do tratamento, sendo que o uso de microscópio clínico na realização de procedimentos restauradores pode melhorar a adaptação marginal de restaurações em cerâmica pura.

GROTEN *et al.*²⁷, em 2000, relataram que é normalmente utilizada a medição da fenda marginal ao longo da interface dente restauração para determinar a adaptação marginal de restauração indireta. Preocupados com a eficiência desse método, os autores

propuseram quantificar o número mínimo de medições necessário para que os resultados laboratoriais tivessem relevância clínica. Dez coroas unitárias foram confeccionadas em cerâmica pura e posicionadas sobre um troquel mestre em aço. A fenda foi medida ao longo da margem em intervalos de 100 μm . O número inicial de medições chegou a 230 por coroa, e, em seguida, foi reduzido o número de repetições até que se impusesse impacto sobre o resultado final. Os valores comprovam que a redução de 230 para 50 medições proporcionou uma variação de $\pm 5 \mu\text{m}$ sobre a média. A análise do erro padrão mostra que a utilização de um número menor que 50 medidas por unidade parece ter impacto significativo sobre os resultados da adaptação marginal, diminuindo a significância clínica desses valores.

PRICE & GERROW⁵⁴, em 2000, relataram que “inlays” em resina podem ser confeccionados em modelos flexíveis e que a interação entre o material de moldagem e o de vazamento dos modelos podem influenciar no grau de precisão marginal das restaurações. Os autores propuseram, então, avaliar o efeito de cinco combinações diferentes entre o material de moldagem e de confecção do troquel, sobre a adaptação marginal. As combinações foram: 1 – silicona de condensação/silicona por adição; 2 – silicona por adição/silicona por adição; 3 - hidrolocoloide irreversível/silicona por adição de média viscosidade; 4 – silicona por adição/poliéster; 5 – silicona por adição/modelo em gesso. As restaurações foram confeccionadas seguindo a orientação do fabricante e inseridas em um troquel de aço e analisadas em microscópio de medição num aumento de 40X nas faces vestibular, distal e gengival. Os valores médios da adaptação marginal foram

analisados estatisticamente, verificando que a utilização de silicona por adição, na moldagem e a silicona de alta viscosidade, na confecção do modelo ($149,5 \pm 107,4 \mu\text{m}$), apresentou valores superiores aos demais grupos. As restaurações confeccionadas com as associações de silicona de condensação/silicona por adição ($73,3 \pm 48,7 \mu\text{m}$), silicona por adição/poliéter ($64,0 \pm 44,3 \mu\text{m}$) e silicona por adição/modelo de gesso ($53,0 \pm 48,3 \mu\text{m}$), apresentaram melhores resultados, não apresentando diferenças entre si.

3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propõe a analisar “in vitro”:

- a adaptação marginal de restaurações indiretas tipo “inlay” realizadas em molares inferiores humanos, nas regiões:
 1. oclusal;
 2. proximal;
 3. cervical;
- a resistência à fratura das amostras após fixação adesiva dos “inlays” com agente de fixação a base de resina, sistema adesivo;
- a correlação entre esses dois fatores;
- variando o tipo de material restaurador empregado, sendo uma cerâmica e três compósitos laboratoriais.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 - DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Os fatores em estudo foram a adaptação marginal e resistência à fratura de molares restaurados com “inlays” em quatro níveis de tratamento. As unidades experimentais são: dentes molares restaurados com cerâmica feldspática Duceram LFC (Degussa), e três resinas laboratoriais Artglass (Heraeus Kulzer), Targis (Ivoclar) e Solidex (Shofu), fixadas com um agente de fixação a base de resina dual, Rely X (3M) e adesivo dental Single Bond (3M). A amostragem teve tamanho de 60 unidades experimentais, aleatorizadas por sorteio em quatro grupos com 15 repetições. As variáveis respostas foram a discrepância marginal e a resistência à fratura após a cimentação.

4.2 - SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados 60 molares inferiores recém-extraídos, com tamanho e formato semelhantes, coletados na clínica de cirurgia da Faculdade de Odontologia de Uberlândia - UFU. Os dentes foram armazenados em formol a 2% em pH 7, em seguida foram limpos com cureta periodontal e transferidos para frascos contendo solução salina 0,9%. As dimensões dos dentes foram obtidas pela mensuração das distâncias vestibulo-lingual (VL) (FIG. 1A), méso-distal (MD) (FIG. 1B) da coroa, utilizando micrômetro digital – Mitutoyo. Considerando o molar como um retângulo com lados definidos pelas dimensões VL e MD, foi obtida a área da superfície oclusal dos dentes pela multiplicação dos valores encontrados. Os dentes foram selecionados através da comparação entre os valores da área da superfície da coroa.

$$\text{Área da Superfície da Coroa} = \text{Dimensão VL} \times \text{Dimensão MD} \text{ (mm}^2\text{)}$$



Figura 1 - 1A. Medição da dimensão vestibulo-lingual. 1B. Mésio-distal.

4.3 - INCLUSÃO DOS DENTES E REPRODUÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL ARTIFICIAL

Com a finalidade de reproduzir a movimentação do elemento dental no interior do alvéolo, foi simulado um ligamento periodontal artificial na inclusão do dente em cilindro de resina¹¹.

4.3.1 - Cobertura das raízes com cera

Foram obtidas as dimensões méso-distal e vestibulo-lingual nos terços cervical, médio e apical das raízes (Anexo 2 a 5), com auxílio de um micrômetro digital, (FIG. 2A). A cera 7 (Horus) foi aquecida a 65°C em um recipiente de aço inox, acoplado a uma unidade de aquecimento com termostato digital (FIG. 2B). O dente foi fixado a um fórceps nº 69, a uma distância de 2mm acima do limite amelo-cementário (FIG. 2C), e introduzido com um rápido movimento no recipiente com cera plastificada e, em seguida, em água fria, para que a cera solidificasse. As raízes foram novamente medidas, e a espessura de cera ajustada entre 0,2 e 0,3 mm¹³ (FIG. 2D).

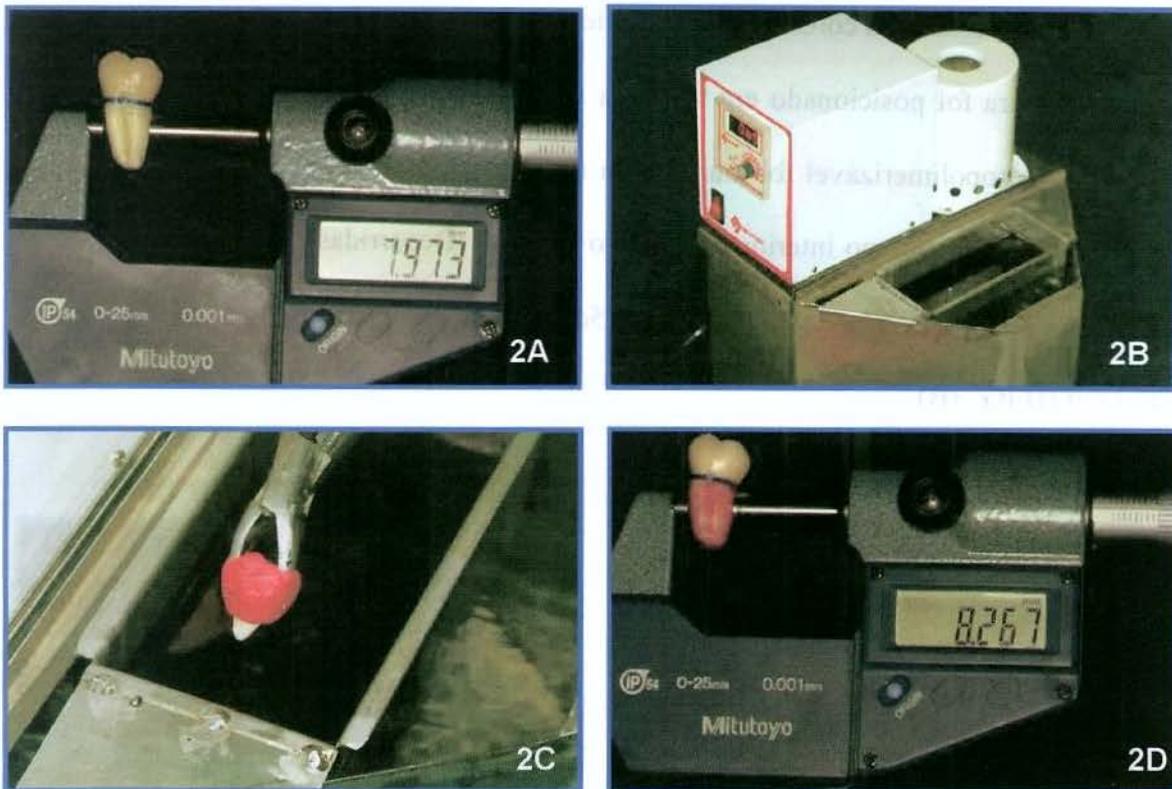


Figura 2 - 2A. Medição das raízes. 2B. Aparelho de aquecimento com recipiente preenchido com cera plastificada. 2C. Dente fixado ao fórceps para imersão em cera. 2D. Medição da espessura de cera.

4.3.2 - Inclusão dos dentes

O dente foi fixado com cera pegajosa à haste de um delineador protético, através da coroa, e a mesa móvel posicionada perpendicularmente ao longo eixo do dente (FIG. 3A). Sobre um cilindro de PVC foi posicionada uma película radiográfica $\frac{3}{4}$ com perfuração central de 10mm, obtida por meio de um vazador para couro nº 10. O dente foi fixado à película, com cera pegajosa, determinando um plano paralelo entre a superfície oclusal e a película radiográfica. Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado em uma

placa perfurada, estando a coroa voltada para dentro da perfuração. Cilindro de PVC $\frac{3}{4}$ com 25 mm de altura foi posicionado em torno da raiz do dente e fixado com cera. Resina de poliestireno autopolimerizável foi manipulada na proporção de 100ml de resina para 2 ml de catalisador, e vertida no interior do cilindro de PVC. Decorridas 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa perfurada (75x75cm) e os excessos removidos com lâmina de bisturi nº11(FIG. 3B).

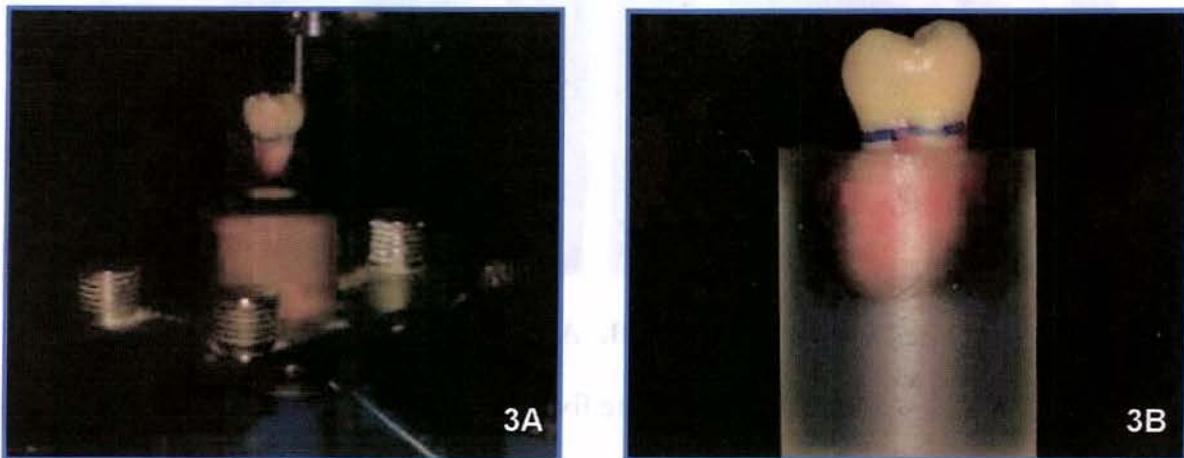


Figura 3 – 3A. Posicionamento do dente para inclusão; **3B.** Dente incluído em cilindro de resina de poliestireno.

4.3.3 - Fixação dos dentes e obtenção do ligamento periodontal artificial

Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais com o auxílio de água aquecida a 50°C e limpos com jato de óxido de alumínio e água (FIG. 4A). Para obtenção do ligamento artificial foi utilizado o material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (Espe)^{3,37,60} (FIG. 4B). O adesivo do material de moldagem foi aplicado no interior do

alvéolo e na superfície da raiz (FIG. 4C). O material de moldagem foi inserido no interior, e o dente introduzido sob pressão digital, até a marcação de 2.0 mm do limite amelocementário coincidir com a superfície. Os excessos foram removidos e as amostras (FIG. 4D), armazenadas em frascos de polietileno com água destilada em refrigerador.

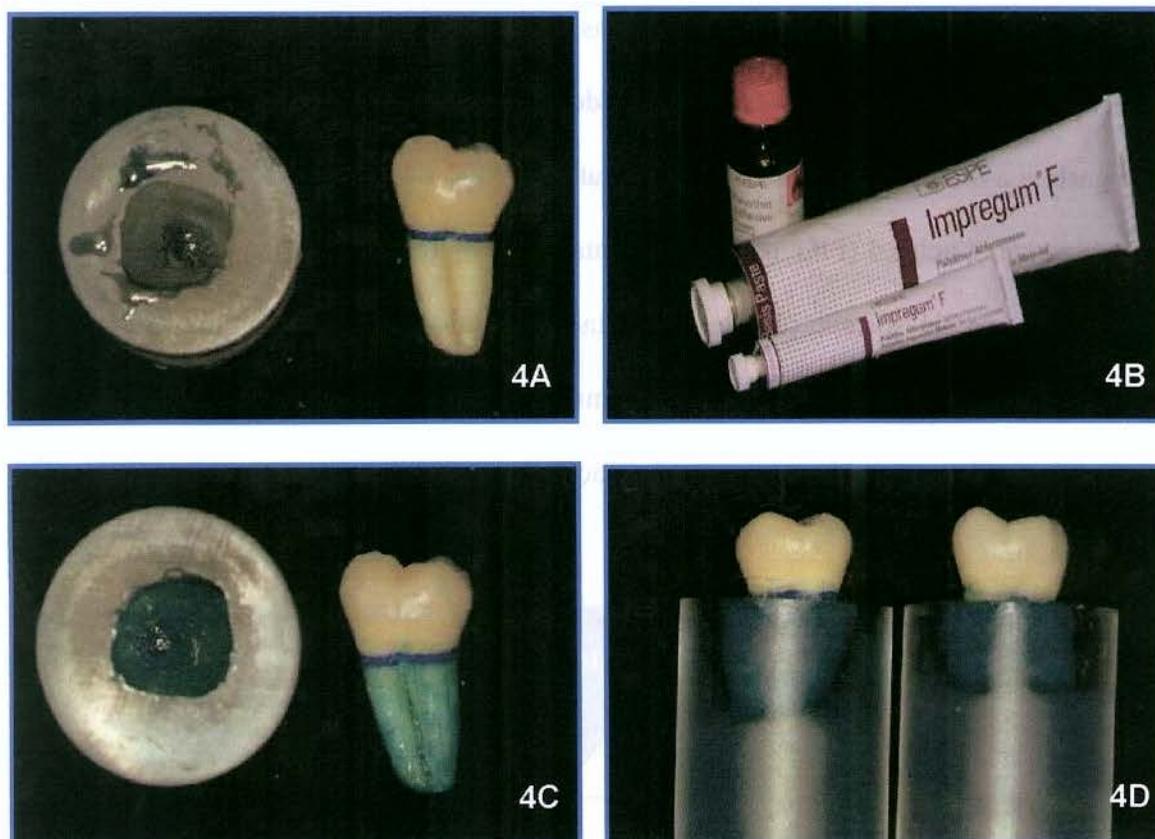


Figura 4 - 4A. Remoção da cera de espaçamento. **4B.** Material de moldagem empregado na confecção do ligamento periodontal. **4C.** Aplicação do adesivo. **4D.** Dentes incluídos com elastômero reproduzindo o ligamento periodontal.

4.4 - REALIZAÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS

Os dentes receberam preparos para “inlay” MOD, com características de configuração detalhadas na FIG. 5 . Todo o preparo foi realizado com ponta diamantada n.º

4137 (KG Sorensen), posicionada perpendicularmente ao longo eixo do dente. Cada instrumento rotatório foi utilizado em cinco dentes sendo então descartadas, totalizando 12 pontas diamantadas todas de mesmo lote. O preparo cavitário foi realizado em aparelho padronizador de preparo. Esse equipamento possui dois micrômetros analógicos (Mitutoyo), acoplados à mesa de coordenadas, que controlam as dimensões nos sentidos x/y, e um sistema de sustentação da turbina de alta rotação que determina a profundidade de desgaste e a inclinação do instrumento rotatório (FIG. 6A). Inicialmente foi realizado o desgaste na caixa oclusal (FIG. 6B), movimentando o micrômetro lateralmente em 5.0 mm. Então, o sistema de sustentação do alta rotação foi abaixado em 1.5 mm, e as caixas proximais determinadas com desgaste de 2.0mm em direção ao centro do dente (FIG. 6C e 6D). O preparo foi concluído com a regularização das paredes pulpar e gengival (FIG. 6E e 6F).

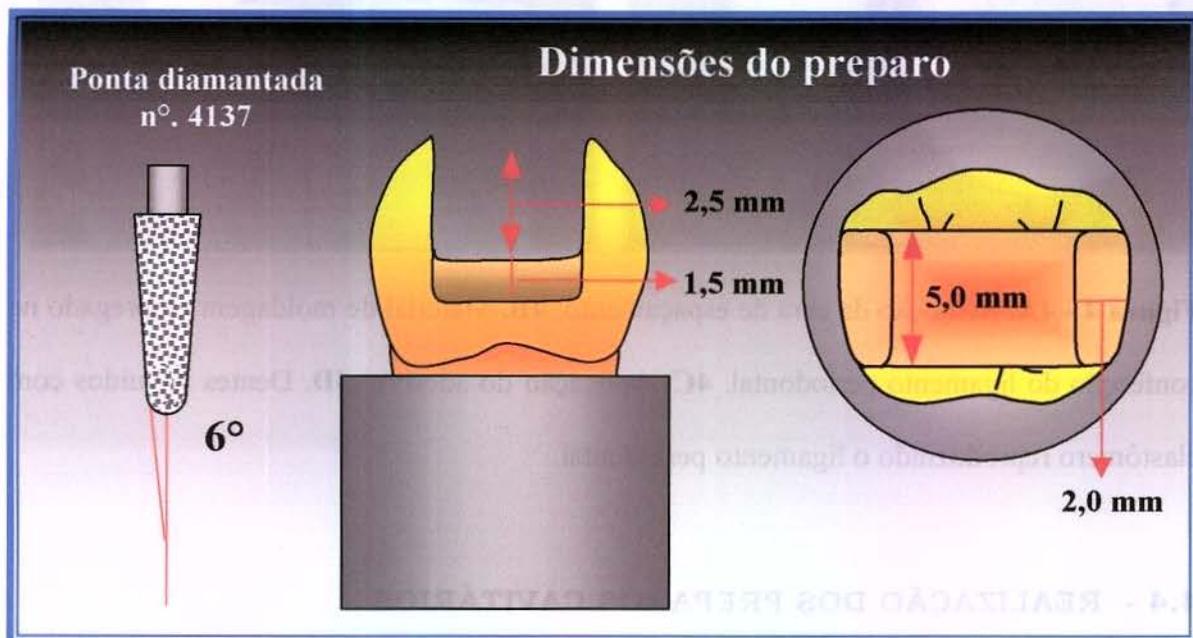


Figura 5 - Diagrama esquemático das dimensões e características do preparo cavitário.

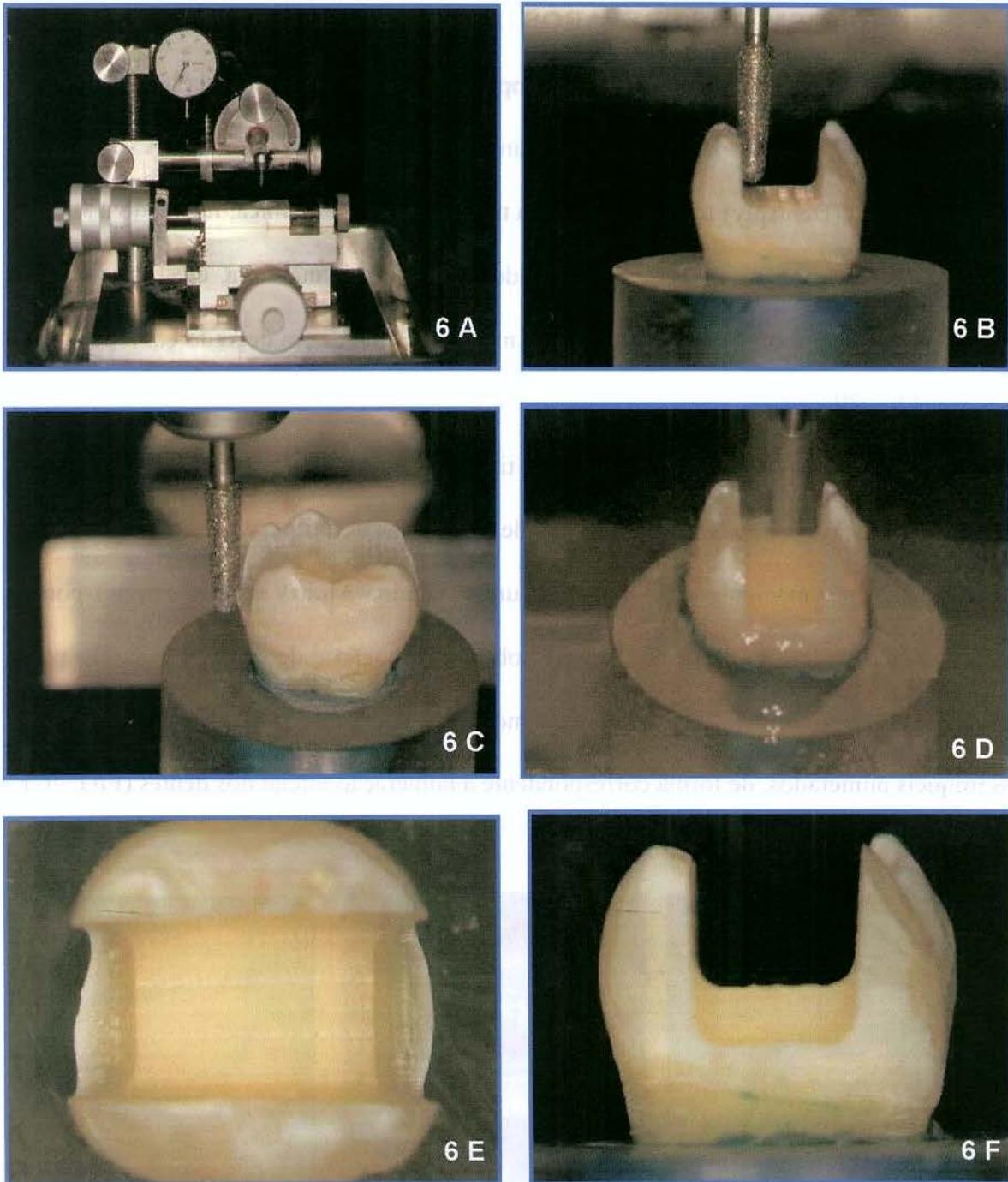


Figura 6 - 6A. Aparelho padronizador de preparo cavitário. **6B.** Preparo da caixa oclusal. **6C.** Definição da profundidade da caixa proximal. **6D.** Preparo das caixas proximais. **6E.** Vista oclusal do preparo. **6F.** Vista proximal do preparo.

4.5 - MOLDAGEM DOS PREPAROS E CONFECÇÃO DOS MODELOS

Para a moldagem dos preparos, foi empregada uma moldeira obtida pela perfuração de cilindros de PVC de ½ polegada fixado a um puxador metálico (FIG. 7A). A silicona por adição, Aquasil (Dentsply) foi utilizada numa moldagem em fase única, injetando a silicona leve sobre o dente e o material pesado inserido no interior da moldeira, e esta pressionada levemente sobre amostra e estabilizada por 5 minutos. O molde foi deixado em repouso por 2 horas (FIG. 7B).

O modelo foi construído em gesso tipo IV, Velmix (Kerr), que foi pesado em balança analítica e proporcionado na razão de 50 gramas de pó para 10 mililitros de água destilada e então manipulado a vácuo em uma máquina MultiVac 4 (Degussa) por 30 segundos. O molde foi vazado lentamente sob leve vibração e deixado em repouso por 2 horas. Após a cristalização final do gesso, o modelo foi removido, os excessos eliminados e os troquéis numerados, de forma correspondente à numeração inicial dos dentes (FIG. 7C).

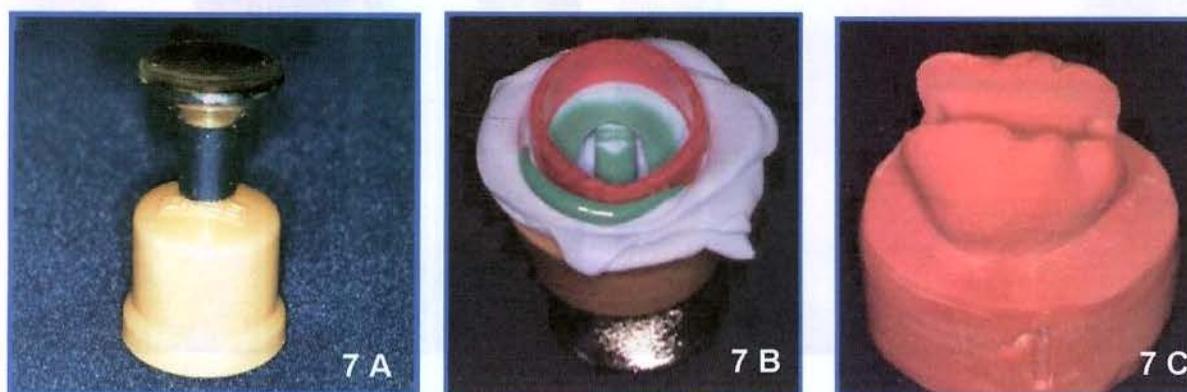


Figura 7 – 7A. Moldeira. 7B. Molde. 7C. Modelo em gesso.

4.6 – CONFEÇÃO DAS RESTAURAÇÕES

Os dentes foram aleatorizados por sorteio em 4 grupos de 15, sendo a distribuição dos materiais (Anexo 1), determinada por sorteio. Foram calculadas as médias das dimensões dos dentes, anteriormente obtidas, para verificar a distribuição normal das amostras entre os grupos (Anexos 2, 3, 4 e 5).

Tabela 1. Grupos experimentais, nomes comerciais, composições e fabricantes dos materiais empregados.

Grupo	Material	Composição	Fabricante (Lote)
1	Duceram LFC Cerâmica	Porcelana feldspática hidrotérmica	Degussa (1208000601)
2	Solidex Resina laboratorial	Matriz: 47% em peso – 61% em volume Bis-GMA Carga: 53% em peso – 39% volume Filamentos cerâmicos Co-polímero com resina multifuncional Unidade Polimerizadora: Solidilite	Shofu Dentina A3B (129987) Incisal 59 (119907)
3	Artglass Resina laboratorial	Matriz: 28% em peso – 42% em volume Dimetacrilato Metacrilato multifuncional Carga: 72% em Peso – 58% em volume Vidro de bário Sílica coloidal Unidade Polimerizadora: UniXS	Heraeus Kulzer Dentina DA3 (050111) Esmalte EM (040033)
4	Targis Resina laboratorial	Matriz: 23% Bis-GMA Decanodimetacrilato Uretano Dimetacrilato Carga: 77% peso Vidro de bário Óxidos mistos silanizados Sílica coloidal Unidade Polimerizadora: Targis Quick e Targis Power	Ivoclar (B06128)

4.6.1 Confeção das restaurações, grupo 1 – Cerâmica Duceram LFC

O troquel de gesso foi duplicado em revestimento refratário, a partir de sua moldagem com silicona por adição para duplicação laboratorial, Deguforme (Degussa). O revestimento refratário, Ducera Lay Superfit (Degussa), foi proporcionado por massa em balança analítica na razão de 30 g de pó para 10,5 g de líquido, manipulado a vácuo por 45 segundos e inserido lentamente sob vibração leve (MultVac 4 – Degussa). Depois de 45 minutos o modelo foi removido.

Todo o processo de sinterização foi realizado em um forno Austramt M (Dekema), seguindo as programações registradas na memória do aparelho. O ângulo cavosuperficial foi delimitado e uma camada de isolante (Connector Paste – Degussa) aplicado sobre o preparo, sendo então sinterizado. Uma base de porcelana convencional para metalocerâmica, Duceram Plus (Degussa), na cor A3 foi aplicada na espessura de 1 mm em duas queimas (FIG. 8A), e a restauração completada com uma porcelana hidrotérmica de baixa fusão, Duceram LFC (Degussa) na cor A3, em duas queimas (FIG. 8B). A restauração foi removida do troquel, limpa com óxido de alumínio e glazeada.

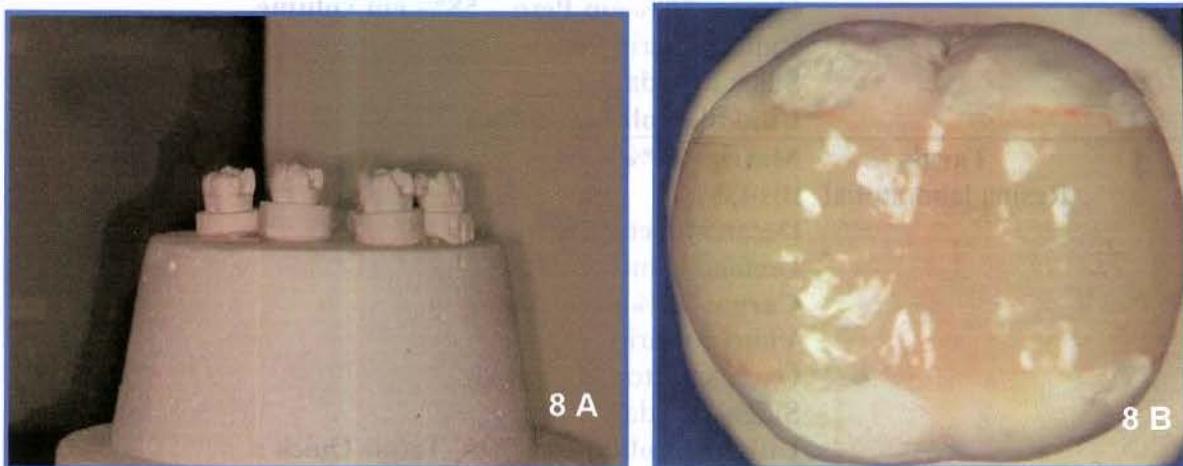


Figura 8 - 8A. Sinterização da porcelana. **8B.** Restauração em Duceram LFC

4.6.2 - Confeção das restaurações, grupo 2 – Solidex

O processo de confecção dessas restaurações iniciou-se com delimitação do ângulo cavosuperficial com lápis de cor vermelha, e o modelo, isolado com a aplicação de duas camadas de adesivo à base de cianoacrilato, SuperBonder (Loctite). A base de dentina na cor A3B (FIG. 9A), foi construída em camadas de 1 mm e polimerizadas por 1 minuto em unidade polimerizadora Solidilite (FIG. 9B). A última camada foi construída em incisal 59, sendo polimerizada por 1 minuto. Polimerização adicional de 3 minutos foi realizada ao final da restauração do inlay. O acabamento foi realizado seqüencialmente com borracha abrasiva, borracha de silicone e o polimento com discos de feltro e de algodão em conjunto com pasta diamantada. A restauração foi então removida do troquel .

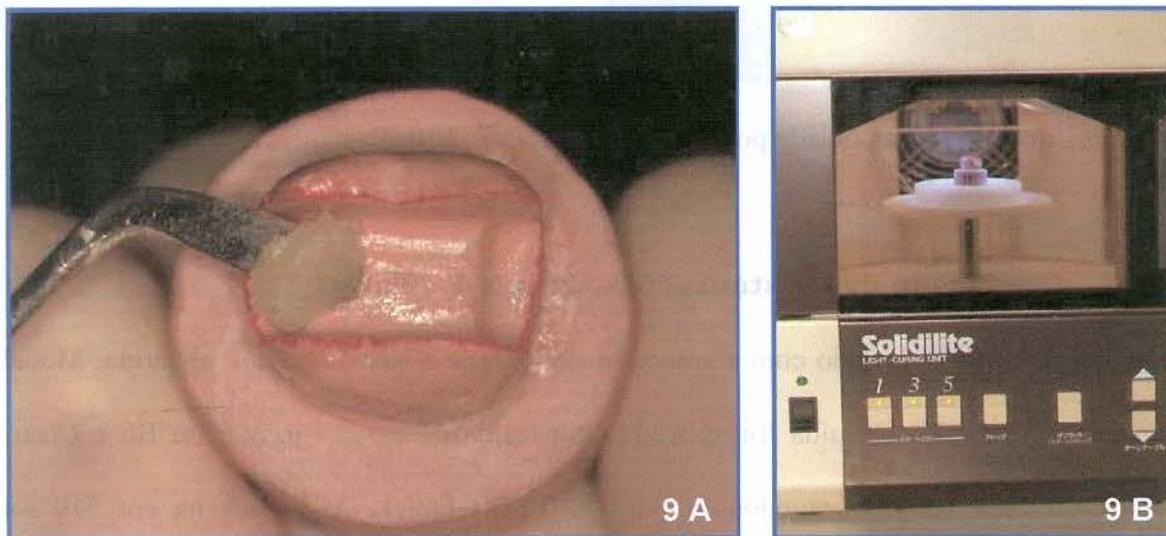


Figura 9 - 9A. Inserção da resina Solidex. **9B.** Unidade polimerizadora Solidilite.

4.6.3 - Confeção das restaurações, grupo 3 – Artglass

Para a construção das restaurações em Artglass, o troquel foi isolado com a aplicação de duas camadas de Insulating gel Artglass. A restauração foi confeccionada em

camadas de 1,5 mm, em dentina cor A3, e a camada final, em esmalte EM. Cada camada foi polimerizada por 90 segundos, seguida de polimerização final por 180 segundos em unidade polimerizadora UniXS (Heraeus Kulzer) (FIG. 10A). O acabamento foi realizado com borrachas abrasivas, pontas de silicone, e o polimento com pasta diamantada associado aos discos de feltro e algodão, completando a confecção da amostra (FIG. 10B).

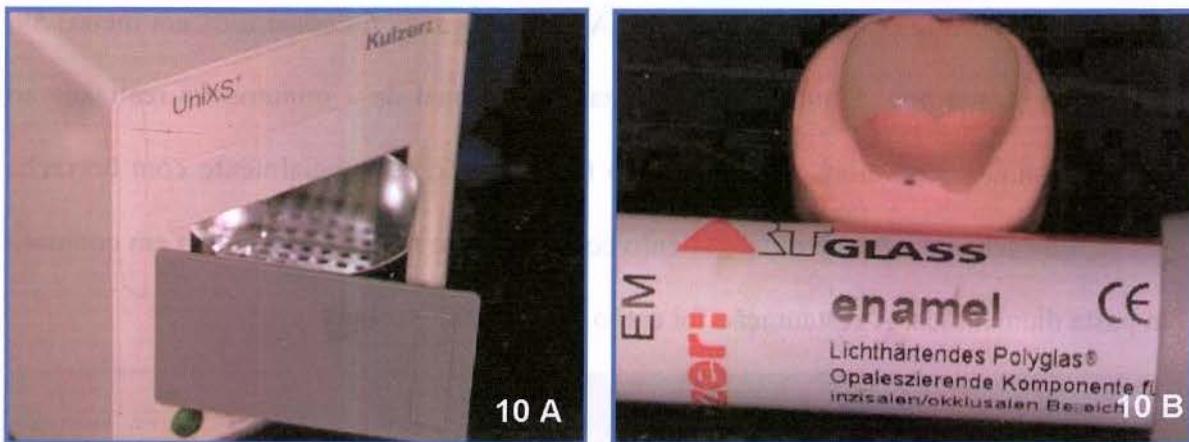


Figura 10 – 10A. Unidade polimerizadora UniXS. **10B.** Restauração em Artglass.

4.6.4 - Confecção das restaurações, grupo 4 – Targis

O troquel foi isolado com a aplicação de isolante à base de cera e glicerina, Model Separator Targis. Em seguida foi aplicada uma resina de base, Targis Base B6 e Clear, polimerizando-a por 10 segundos na unidade Targis Quick. A dentina na cor 510 foi aplicada em camada de 2 mm, e a camada final em Incisal S4, com aproximadamente 1 mm, sendo polimerizada por 10 segundos. O gel glicerinado transparente, Targis Gel, foi aplicado sobre toda a superfície da restauração, e o modelo levado para polimerização final por 25 minutos na unidade Targis Power (FIG. 11B). Após o resfriamento do modelo, a restauração foi removida e submetida ao acabamento e polimento empregando brocas

multilaminadas, borrachas abrasivas, discos de feltro e algodão com pasta de polimento, Targis Paste. A restauração (FIG. 11A), foi removida com jato de vapor d'água.



Figura 11 – 11A. Restauração em Targis. **11B.** Unidade polimerizadora Targis Power.

4.7 - AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL

A avaliação da adaptação marginal foi realizada pela técnica não invasiva, em um sistema computadorizado de coleta de imagem associado a um aparelho de medição, ROI - Ram Optical Instrumental (Newport Cooperation Company) (FIG. 12), equipado com um sistema de fotografia, gentilmente cedida pela empresa Conexão sistemas protéticos.



Figura 12 – Sistema de medição da discrepância marginal

A restauração foi inserida no preparo, e o dente posicionado de forma inclinada na base de observação do sistema, direcionando a face a ser analisada perpendicularmente ao eixo axial de coleta de imagem³⁰. Com aumento de 40x, determinaram-se os pontos de medição, sendo 4 pontos por região: oclusal, proximal e cervical (FIG. 13).

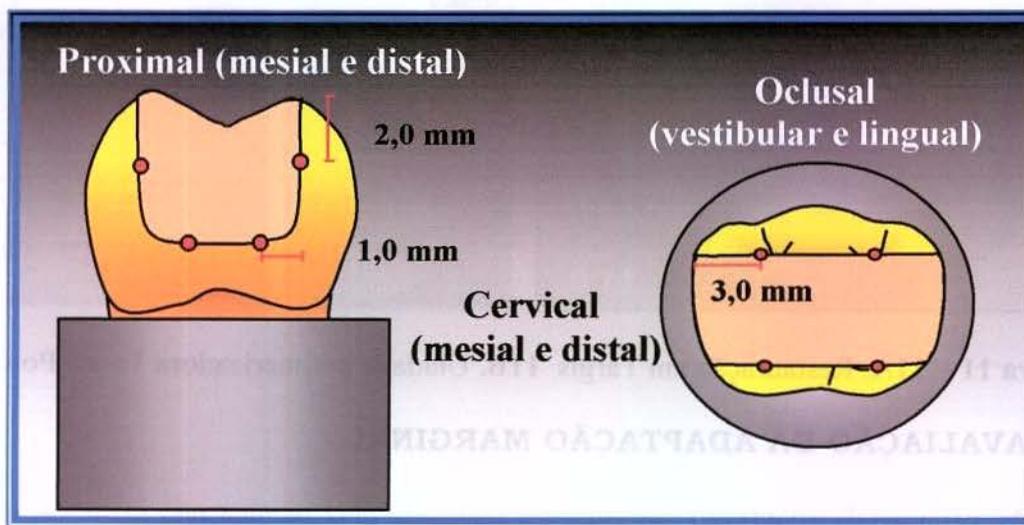


Figura 13 – Localização dos pontos de medição da discrepância marginal

O foco foi posicionado no ponto de medição e, com aumento de 250X, foram demarcados os limites da restauração e do preparo, através da concordância entre o avaliador e o operador do sistema, conforme identificado nas FIG. 14, 15 e 16. O valor da discrepância marginal, obtido através de sistemas de coordenadas digitais, era expresso na tela do computador com valores em micrometros. Os dados foram anotados em fichas com identificação da amostra e local de medição.

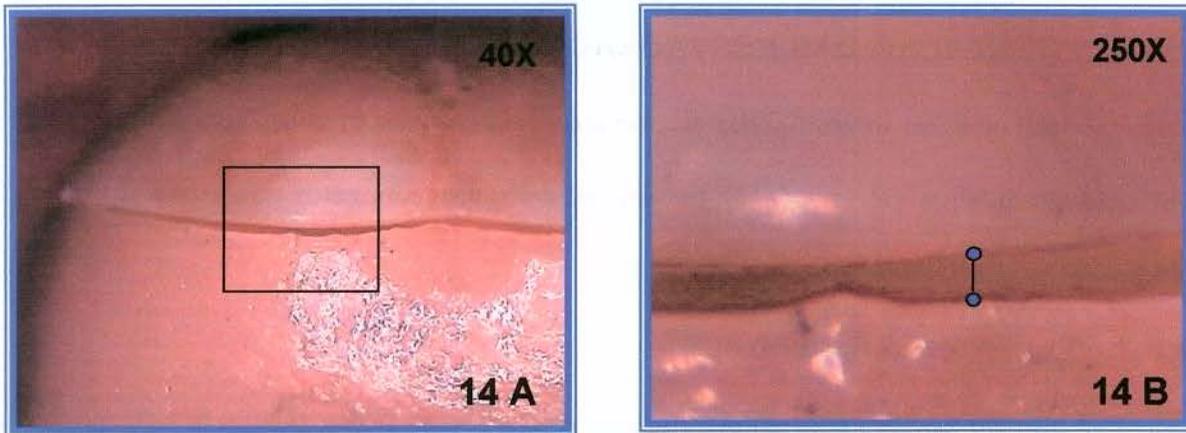


Figura 14. 14A – Adaptação marginal na região Oclusal; 14B – Demarcação dos limites.

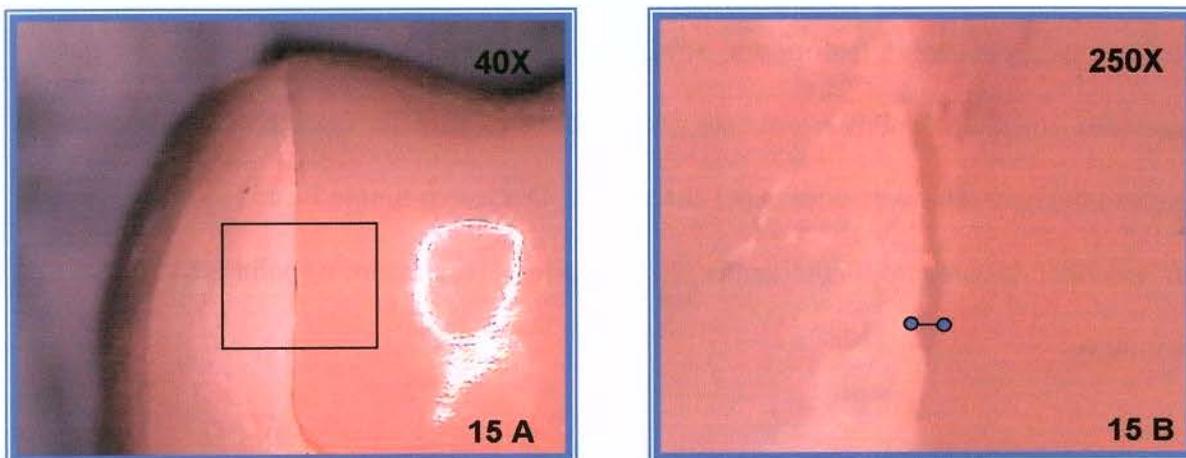


Figura 15. 15A – Adaptação marginal na região proximal; 15B – Demarcação dos limites.

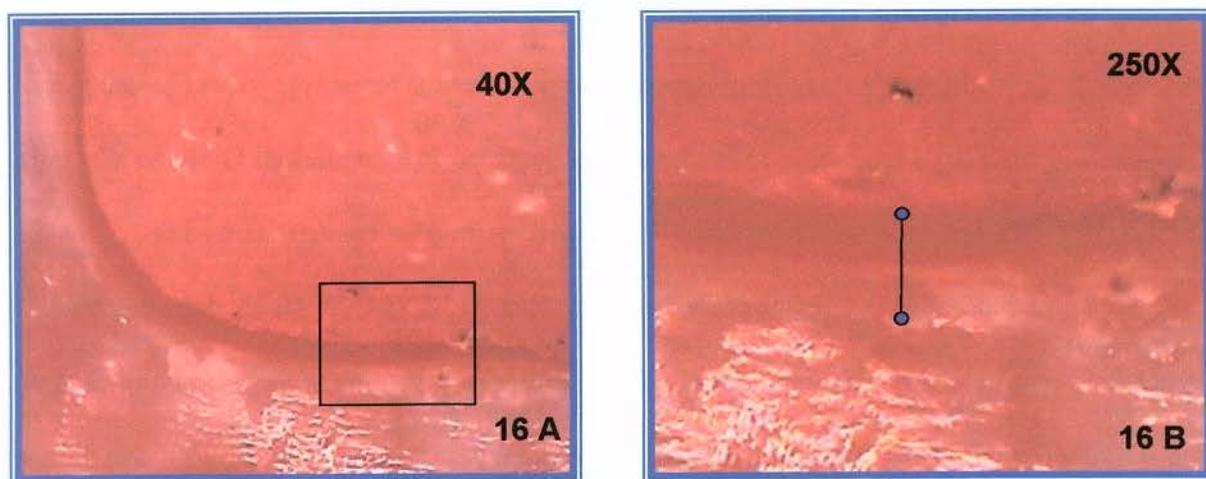


Figura 16. 16A – Adaptação marginal na região cervical; 16B – Demarcação dos limites.

4.8 - CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES

As restaurações foram fixadas ao preparo cavitário utilizando um agente de fixação a base de resina “dual”, Rely X (3M), na seqüência dos procedimentos descritos a seguir:

4.8.1 - Tratamento do dente

O preparo cavitário foi submetido à profilaxia com pedra pomes e água por 20 segundos, lavado com jato de água por 10 segundos e seco por 10 segundos. Foi então condicionado com ácido fosfórico a 35%, aplicado por 30 segundos em esmalte e por 15 segundos em dentina. Posteriormente foi lavado com jato de água por 15 segundos, o excesso de água removido com papel absorvente. O adesivo Single Bond (3M) foi aplicado no interior do preparo, aguardados 20 segundos, reaplicado e polimerizado por 20 segundos.

4.8.2 - Tratamento da superfície da restauração

As restaurações em cerâmica - grupo 1 foram condicionadas por 4 minutos com ácido hidrofúorídrico a 10%, Condicionador de porcelana (Dentsply), sendo lavadas com jato de água por 30 segundos e secas com jato de ar por 10 segundos. O silano Ceramic Primer (3M) foi aplicado na superfície interna das restaurações em duas camadas

As restaurações em resinas laboratoriais - grupos 2, 3 e 4 foram jateadas na sua superfície interna com óxido de alumínio de 50 µm por 10 segundos, lavadas com jatos de água por 10 segundos e secas com jatos de ar por 10 segundos, em seguida, foi feita a aplicação do silano em duas camadas.

4.8.3 - Fixação das restaurações

O agente de fixação a base de resina, Rely X (3M), foi proporcionado sobre uma placa de vidro em quantidades iguais de pasta matizada e catalisadora, e misturadas por 10 segundos. A mistura foi aplicada na superfície interna da restauração, e esta, inserida no preparo cavitário sob pressão digital. O excesso de cimento foi removido com esponja, e o conjunto, posicionado em prensa hidráulica com aplicação de carga de 5.0 Kg por 10 minutos¹⁴ (FIG. 17A). A fotoativação do cimento foi feita por 40 segundos por face, utilizando fonte de luz, XL3000 (3M), checando periodicamente a intensidade de luz no radiômetro do aparelho. As margens da restauração foram acabadas com pontas diamantadas (2135F KG Sorensen) e discos Sof-Lex (3M), (FIG. 17B), sendo armazenadas em umidade absoluta a 37°C por 24 horas.

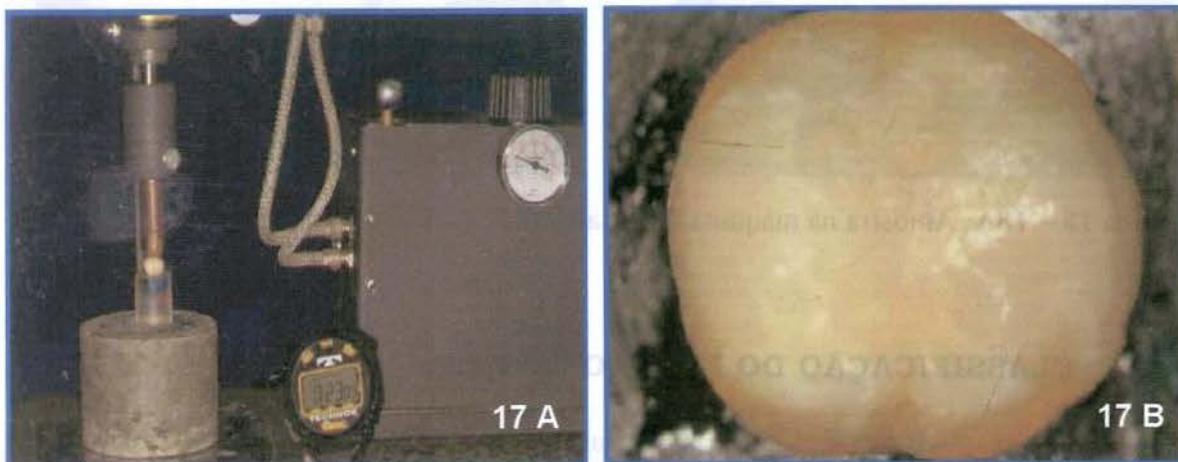


Figura 17 – 17A. Fixação das restauração. **17B.** Restauração concluída

4.9 - ENSAIOS MECÂNICOS DE COMPRESSÃO

Os corpos-de-prova foram inseridos em um dispositivo metálico que funcionou como base de sustentação e de reforço do cilindro de resina. Esse conjunto foi posicionado

na máquina de ensaio universal (Instron 4411), a ponta ativa que sustenta a esfera metálica de 4 mm de diâmetro, foi ajustada no centro da superfície oclusal da amostra (FIG. 18A). Foi aplicado carregamento axial de compressão com velocidade de 0,5 mm/minuto até a fratura da restauração (FIG. 18B). Os valores foram obtidos em quilograma força (Kgf) e as amostras armazenadas em frascos com água destilada.

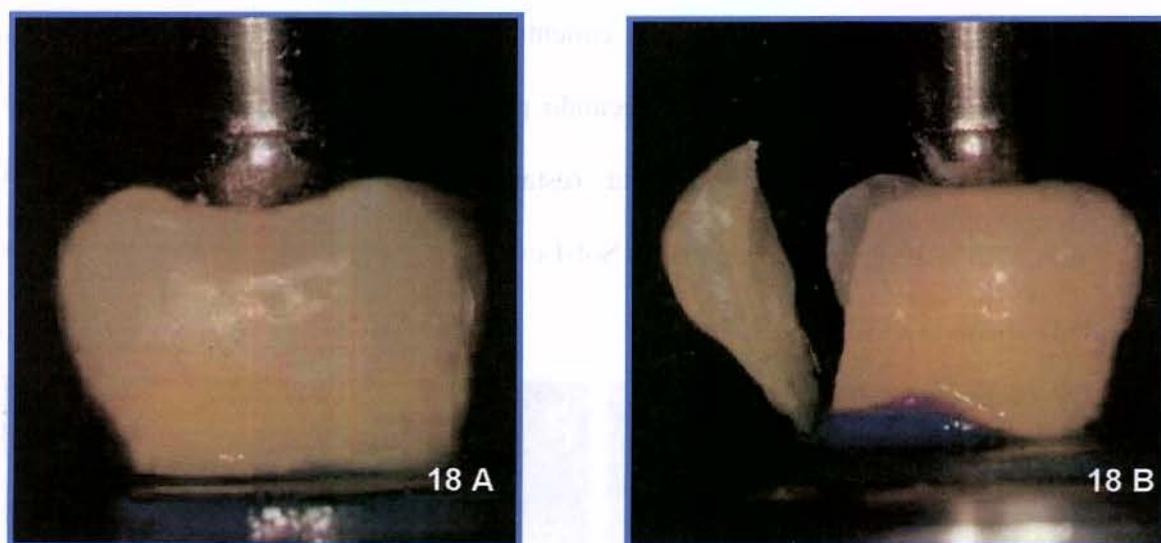


Figura 18 – 18A. Amostra na máquina de ensaio. 18B. Amostra fraturada.

4.10 - CLASSIFICAÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA

As amostras fraturadas foram avaliadas em lupa estereoscópica para determinar o padrão de fratura ocorrido em cada teste, tendo como referência uma escala de classificação modificada a partir da escala proposta por BURKE *et al.* (1993) (FIG. 19). Os cinco níveis de classificação propostos e suas características são: o padrão tipo I, fratura isolada da restauração, envolve simplesmente a substituição da restauração sem a necessidade de extensão do preparo cavitário; o padrão tipo II, fratura da restauração envolvendo pequena

porção de dente, caracteriza-se pela necessidade de ligeira extensão do preparo, mantendo-o ainda com característica de um preparo intra-coronário; o padrão tipo III, que se caracteriza pela fratura da restauração com menos da metade do dente, sem envolvimento periodontal, requer como opção restauradora, a extensão do preparo, recobrimdo uma ou mais cúspides, transformando-o em um “onlay”; o padrão tipo IV, definido pela fratura que envolve mais da metade do dente, sem envolvimento periodontal, acarreta a necessidade de recobrimento total das cúspides, estendendo-se para um “overlay” ou coroa total; finalmente para o padrão tipo V, fratura com envolvimento periodontal, torna o prognóstico duvidoso, entre a possibilidade de cirurgia periodontal ou exodontia do elemento dental.

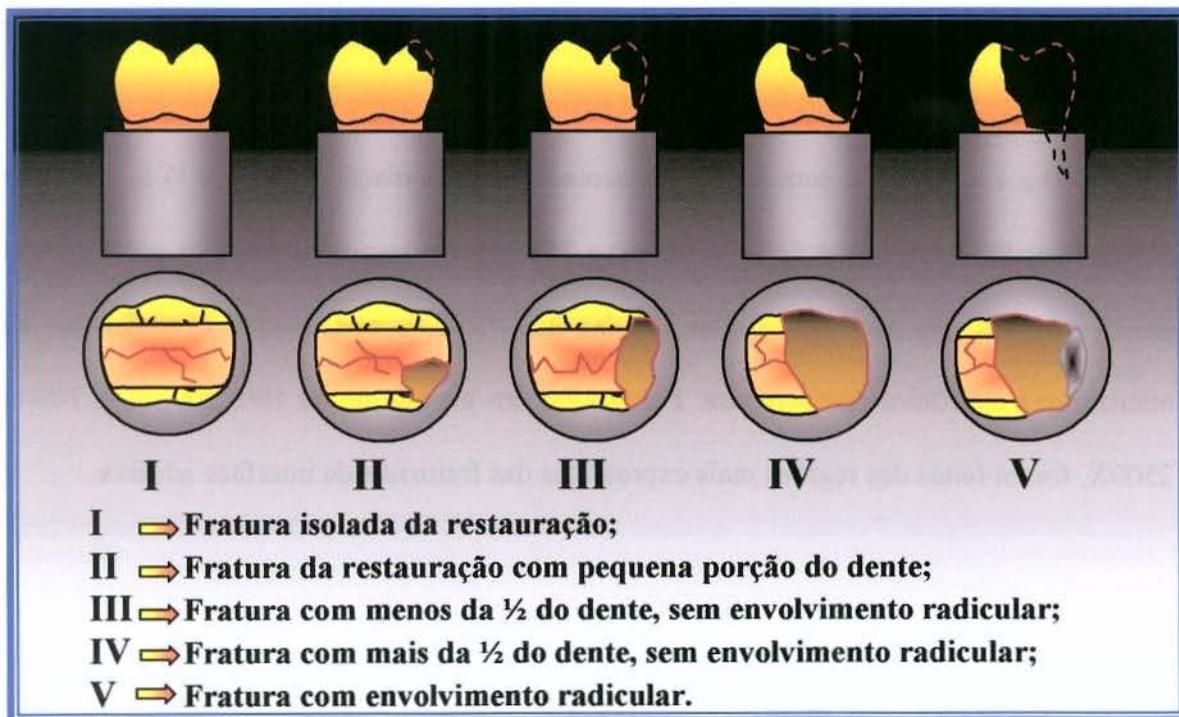


Figura 19 – Diagrama de classificação dos padrões de fraturas (BURKE *et al.*⁸ modificado)

4 - ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Foram selecionados amostras representativas de cada grupo para a avaliação em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dentes foram seccionados em cortadeira de tecido duro, selecionando a área a ser analisada ao microscópio. Esses fragmentos foram lavados em ultra-som por 5 minutos, secos em estufa e fixados com uma mistura de esmalte incolor e liga metálica para amálgama a um “stub” metálico. Esse conjunto foi metalizado, com a aplicação de uma camada de ouro sobre sua superfície, num metalizador MED 010 (Balzer). As amostras foram analisadas em microscópio de varredura de pressão variada, em alto vácuo (LEO).

Para se observar a interface adesiva, foram utilizados mais quatro terceiros molares que foram restaurados conforme descritos nos itens 6 e 8. Os dentes foram seccionados no sentido méso-distal e a superfície foi polida com lixas de óxido de alumínio de granulação 600, 1000 e 1200 (3M) e com pastas diamantadas de granulação 6, 3, 1, e $\frac{1}{4}$ m μ m, e em seguida condicionados com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, lavados em ultra-som por 5 minutos. As amostras foram fixadas aos “stubs”, metalizadas e analisadas em microscopia eletrônica de varredura. Fotografias em magnitude de 100, 200, 500, 1000 e 2500X, foram feitas das regiões mais expressivas das fraturas e da interface adesiva.

5. RESULTADOS

Os resultados da avaliação da adaptação marginal, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com os materiais Duceram LFC, Solidex, Artglass e Targis estão detalhados respectivamente nos anexos 6, 7, 8 e 9.

Para verificar a correlação entre as duas variáveis respostas, adaptação marginal e resistência à fratura, ou seja, se existe influência positiva ou negativa da adaptação sobre a resistência à fratura de cada amostra, foi aplicado o teste de correlação de Pearson ($\alpha = 0,05$). Este teste analisa a distribuição pareada dos valores da adaptação marginal média e resistência à tração de cada mostra individualmente e os insere em um gráfico de distribuição de pontos. Através do coeficiente de correlação, pode-se analisar a existência ou não da relação entre as variáveis analisadas. Os valores dos coeficientes de correlação para a cerâmica Duceram LFC ($r = -0,08796$) e para os compósitos laboratoriais Solidex ($r = 0,16584$), Artglass ($r = -0,46417$) e Targis ($r = 0,35973$), revelaram que não houve correlação entre essas duas variáveis para nenhum dos quatro grupos (Anexos 10, 11, 12 e 13).

Tabela 2 – Valores de adaptação marginal geral, resistência à fratura e análise de correlação de Pearson ($\alpha = 0,05$) dos quatro grupos de estudo.

Materias Restauradores	Adaptação Marginal Geral (μm)	Resistência à Fratura (Kgf)	Coefficiente de Pearson (Nível de relação)
Duceram LFC	121,77	205,44	-0,08796 (75,53%)
Solidex	39,28	293,16	0,16584 (55,47%)
Artglass	32,07	299,87	-0,46417 (8,13%)
Targis	31,32	304,22	0,35973 (18,79%)

Valores de percentagem maiores que 5% – não há correlação entre as duas variáveis.

Os valores de adaptação marginal dos grupos de estudo foram analisados pelo programa SANEST, com observações não transformadas, pois esses dados apresentaram distribuição normal e homogênea. Como se desejava analisar conjuntamente a adaptação marginal dos quatro grupos com as três regiões da restauração, foi aplicada a análise variância, segundo o esquema de parcelas subdivididas, sendo os materiais restauradores as parcelas, e as regiões dos dentes analisadas, as subparcelas (Anexo 14). Verificaram-se diferenças estatisticamente significantes entre as regiões ($p= 0.0001$), independente do tratamento estudado ($p= 0.60555$) e também entre os materiais restauradores ($p= 0.0001$).

Para evidenciar as diferenças encontradas na análise de variância, foi aplicado o Teste de Tukey ($\alpha= 0,05$) (TAB. 3), também no esquema de parcelas subdivididas (Anexo 15).

Tabela 3. Teste de Tukey para os valores de adaptação marginal entre os materiais restauradores e regiões analisadas, ($\alpha=0,05$).

Materiais Restauradores	Adaptação Marginal (μm)			
	Oclusal	Proximal	Cervical	Média
Duceram LFC	106,45 ^{aC}	122,62 ^{aB}	132,27 ^{aA}	120,44
Solidex	27,73 ^{bC}	33,52 ^{bB}	56,58 ^{bA}	39,28
Artglass	21,37 ^{bC}	27,90 ^{bB}	47,00 ^{bA}	32,09
Targis	20,83 ^{bC}	30,72 ^{bB}	43,08 ^{bA}	31,54

Médias seguidas de letras distintas (minúsculas na vertical e maiúscula na horizontal) diferem entre si pelo Teste de Tukey ($\alpha= 0,05$).

A discrepância marginal encontrada na região oclusal foi estatisticamente inferior à encontrada na região proximal. Os valores de adaptação na região cervical foram inferiores àqueles observados na região proximal para todos os materiais restauradores analisados.

A comparação entre os materiais restauradores demonstrou que a discrepância marginal da cerâmica Duceram LFC foi estatisticamente superior àquelas encontradas para os três compósitos laboratoriais. Não houveram diferenças estatisticamente significantes entre os valores de adaptação marginal das resinas laboratoriais Solidex, Artglass e Targis .

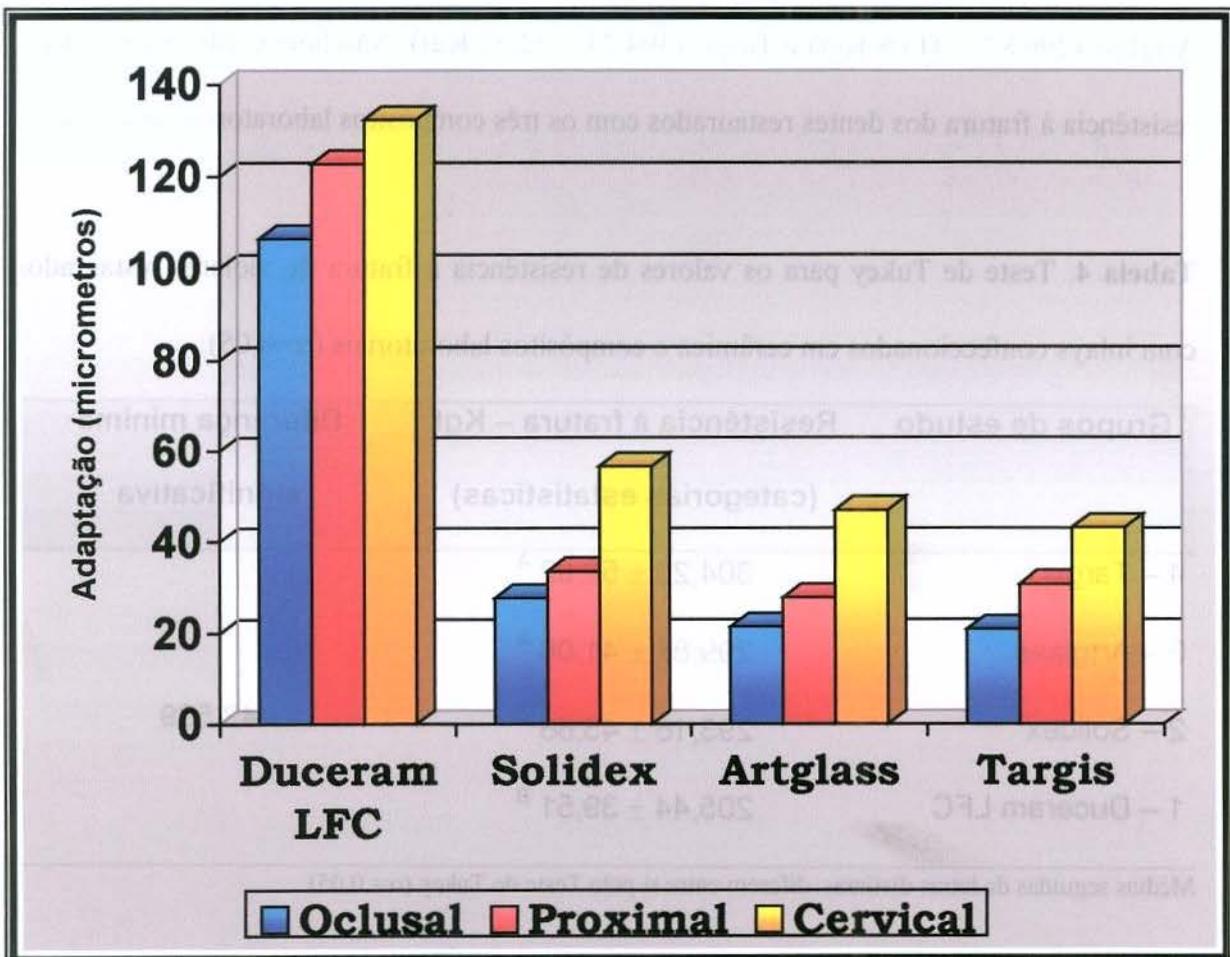


Figura 20. Gráfico da adaptação marginal por região, de restaurações indiretas do tipo “inlay” confeccionadas em cerâmica e compósitos laboratoriais.

Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância ANOVA (Anexo 8), demonstrando a ocorrência de diferenças estatisticamente significantes entre os materiais restauradores ($p=0,001$).

O teste de Tukey ($\alpha=0,05$) foi aplicado para esclarecer entre quais grupos ocorriam tais diferenças (TAB. 4), evidenciando que os dentes restaurados com Duceram LFC apresentaram resistência média ($205,44 \pm 39,51$ Kgf) estatisticamente inferior aos grupos que receberam “inlays” confeccionados com os compósitos Solidex ($293,16 \pm 45,86$ Kgf), Artglass ($299,87 \pm 41,08$ Kgf) e Targis ($304,23 \pm 52,52$ Kgf). Não houve diferenças entre a resistência à fratura dos dentes restaurados com os três compósitos laboratoriais estudados.

Tabela 4. Teste de Tukey para os valores de resistência à fratura de molares restaurados com inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais ($\alpha=0,05$).

Grupos de estudo	Resistência à fratura – Kgf (categorias estatísticas)	Diferença mínima significativa
4 – Targis	$304,23 \pm 52,52^A$	
3 – Artglass	$299,87 \pm 41,08^A$	
2 – Solidex	$293,16 \pm 45,86^A$	43,539
1 – Duceram LFC	$205,44 \pm 39,51^B$	

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo Teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

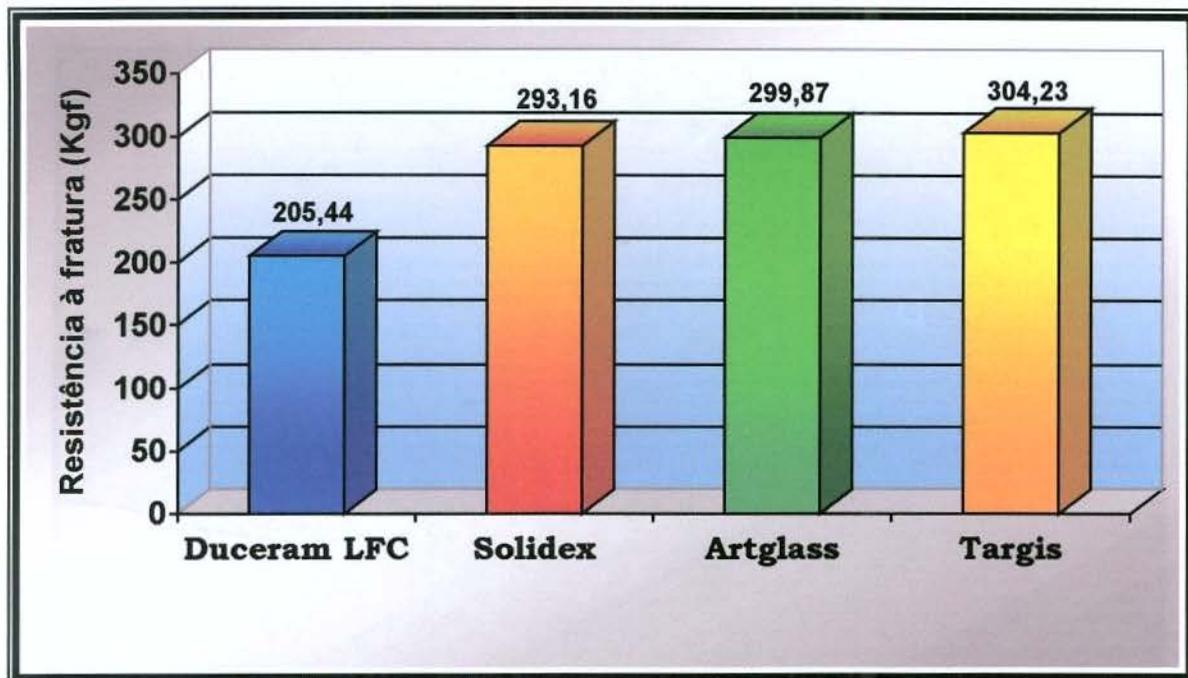


Figura 21. Gráfico da resistência à fratura de dentes restaurados com “inlays” confeccionados em cerâmica e compósitos indiretos– valores em (Kgf).

Os padrões de fratura, para os quatro grupos, foram classificados segundo os cinco níveis de diferenciação e agrupados na TAB. 4.

Tabela 5. Classificação do padrão de fratura dos dentes restaurados com “inlays” confeccionados em cerâmica e resinas laboratoriais.

Material Restaurador	Padrão de Fratura				
	I	II	III	IV	V
Duceram LFC	4	5	2	1	3
Solidex	-	2	6	4	3
Artglass	-	1	3	3	8
Targis	-	-	4	5	6

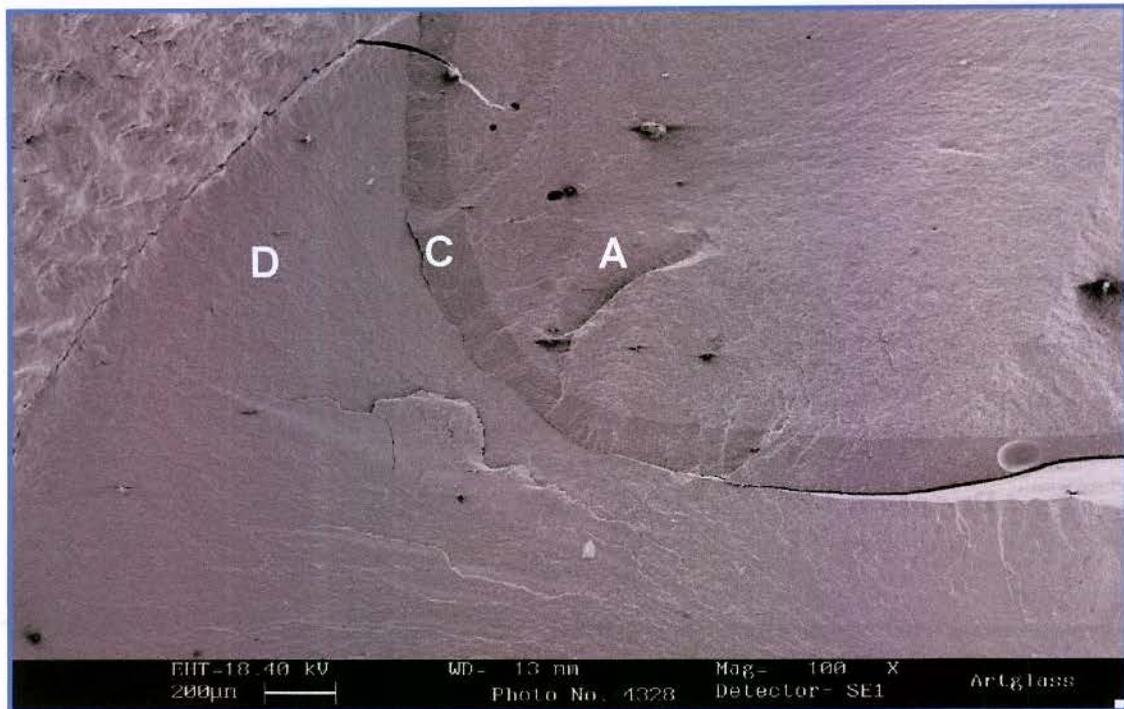


Figura 22 – Amostra em Artglass fraturada. A. Material restaurador. C. Cimento. D. ente.

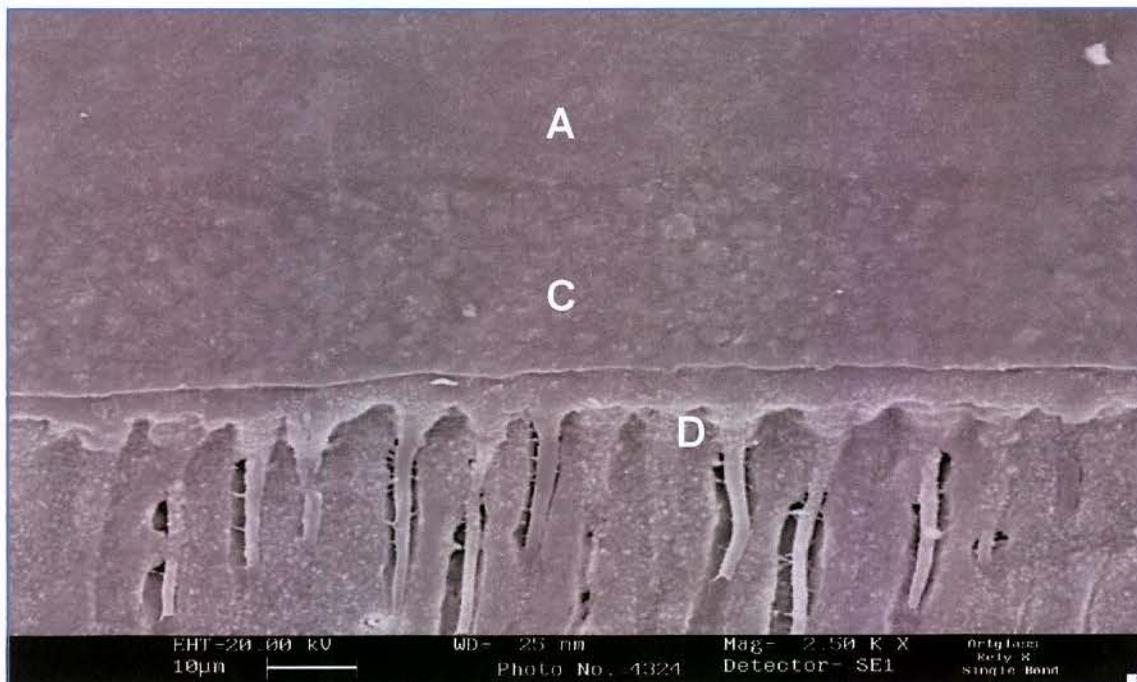


Figura 23 – Interface adesiva dente-Artglass. A. Material restaurador. C. Cimento resinoso. D. Camada híbrida

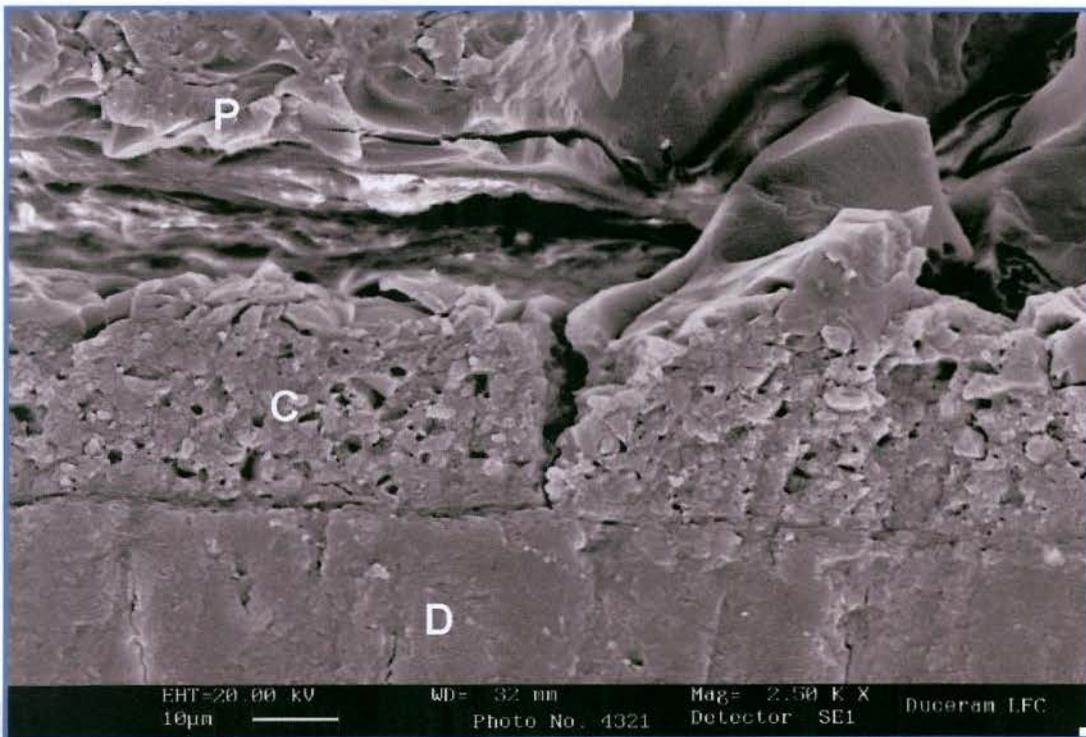


Figura 24 – Interface dente-Duceram LFC. P. Porcelana. C. Cimento resinoso. D. Dente.

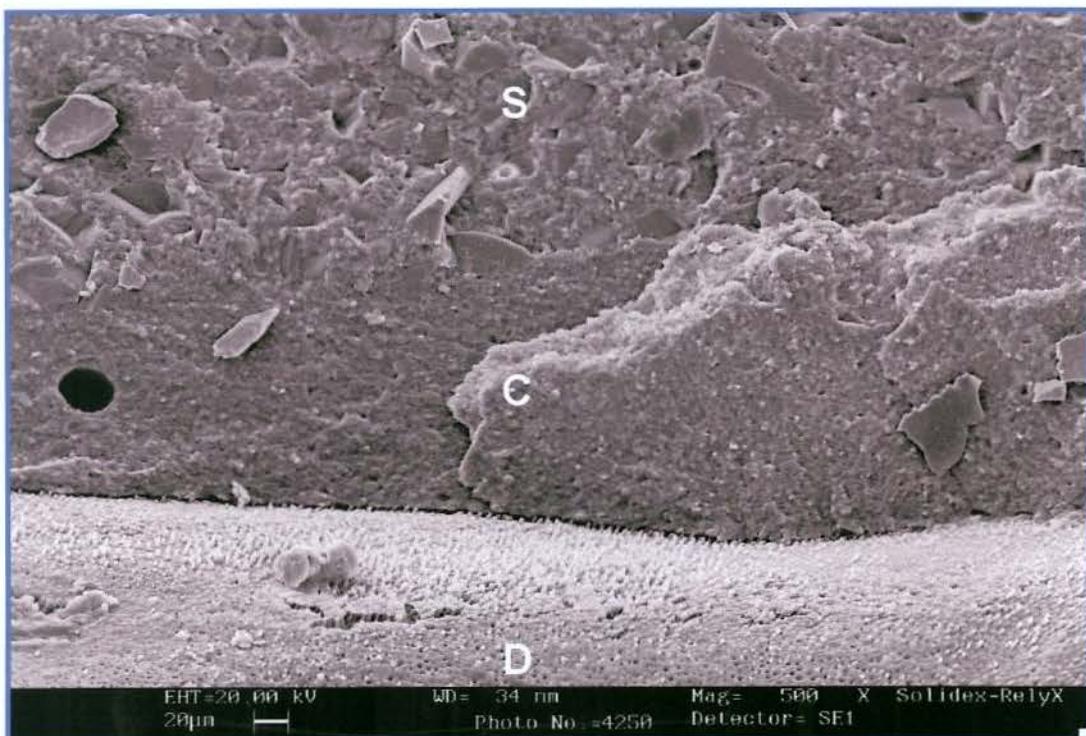


Figura 25 – Fratura de amostra em Solidex; S. Solidex; C. Cimento resinoso; D. Dente

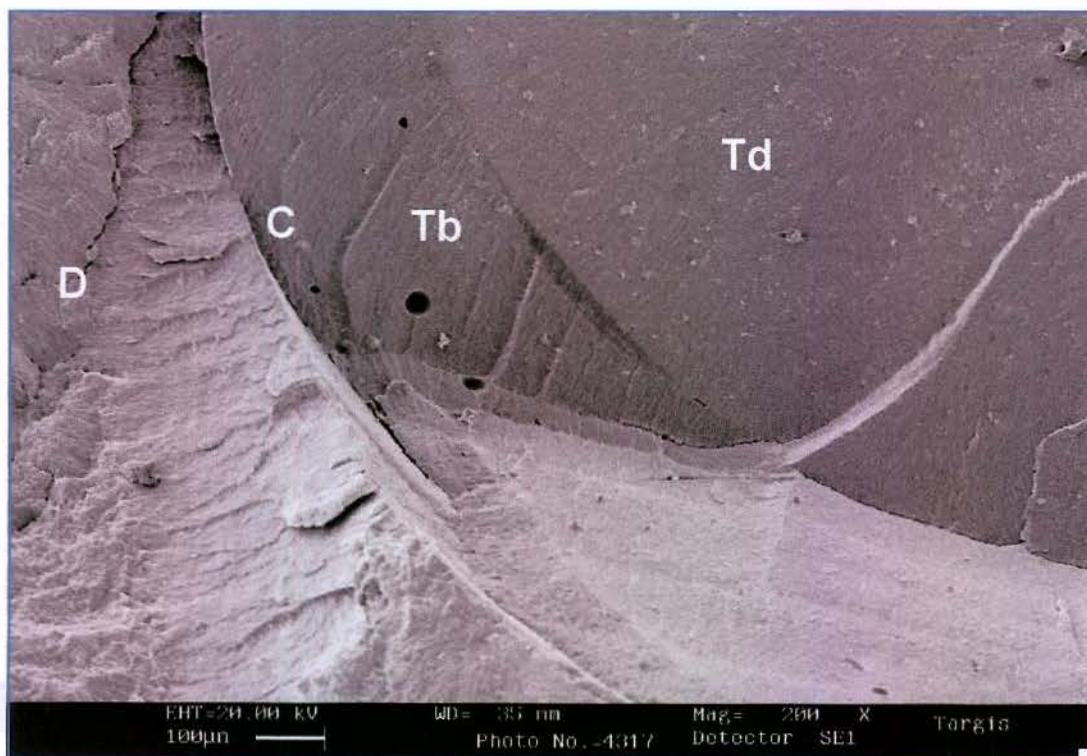


Figura 26 – Fratura de amostra em Targis. **D.** Dente. **C.** Cimento resinoso. **Tb.** Targis base. **Td.** Targis dentina.

6. DISCUSSÃO

A crescente busca por alternativas restauradoras estéticas é um reflexo direto da alta demanda da sociedade por restaurações que consigam restabelecer a forma e cor mais próximas possíveis do natural^{65,73}. As restaurações indiretas em cerâmica e resinas laboratoriais conseguem conciliar estética, conservação de estrutura dental e desempenho clínico satisfatório. O sucesso na realização de procedimentos indiretos está relacionado à obtenção de uma reduzida fenda marginal e alta resistência à fratura¹⁷.

A transferência das condições inerentes à cavidade bucal para testes laboratoriais destinados à avaliação de adaptação marginal e resistência à fratura, é dificultada pela sua extrema complexidade. A característica estática dos experimentos “in vitro” contrasta com as repetições dinâmicas e intermitentes de cargas aplicadas sobre os dentes, na cavidade bucal, que resultam em falhas das restaurações por fadiga²⁹. Contudo, com a padronização de procedimentos relacionados aos testes experimentais, obtenção de amostras, métodos de avaliação e análise dos resultados obtidos, as diferenças podem ser minimizadas, resultando em conclusões influenciadas exclusivamente pelas variáveis respostas.

O ligamento periodontal artificial, que reproduz o movimento do dente dentro do alvéolo^{44,45,46}, por si só, não representa um fator de interferência direta nos métodos de avaliação propostos, principalmente em relação à adaptação marginal. Contudo, em relação ao teste de resistência à fratura, o ligamento artificial pode influenciar, não somente no valor numérico, mas, principalmente, na similaridade do padrão de fratura ocorrido nos testes laboratoriais em relação às fraturas ocorridas clinicamente^{11,60}. O processo de reprodução do ligamento periodontal descrito neste trabalho seguiu a metodologia descrita por CARLINI¹¹ (1999), com a modificação do material elástico utilizado na fixação e

reprodução do ligamento que, segundo SCHARNAGL⁶⁰ (1998), dentre os vários materiais analisados, o material de moldagem à base de poliéster Impregum F, apresentou os melhores resultados, sendo também o material de eleição nos trabalhos de BEHR *et al.*³ (1999) e LOOSE *et al.*³⁷ (1998).

Os valores encontrados neste estudo para os quatro grupos mostram uma influência direta do tipo de material restaurador sobre a adaptação marginal, em todas regiões analisadas. A fenda marginal para o grupo restaurado com a cerâmica Duceram LFC (120.44µm) foi significativamente superior aos grupos que utilizaram materiais poliméricos, Solidex (39.28µm), Artglass (32,09µm) e Targis (31,54µm). Essa diferença de comportamento pode ser explicada pela duplicação do troquel de gesso em material refratário e a utilização de um isolante sobre o troquel, para facilitar a aplicação da porcelana, necessidades inerentes ao processo de construção laboratorial. Outro fator a ser analisado é a contração de cocção que a porcelana apresenta durante as sucessivas queimas, e, ainda, a necessidade de destruição do troquel refratário na remoção da restauração que leva a microfaturas de borda do “inlay”, acentuando a fenda marginal. Os valores numéricos encontrados neste experimento, para o grupo restaurado com porcelana feldspática diferenciam-se numericamente dos resultados encontrados nos trabalhos de KREJCI *et al.*³⁵ (1993), que obtiveram cerca de 80µm de média para a face oclusal e 105,6µm para a face proximal, e dos trabalhos de GIANNINI *et al.*²⁶ (1998), que observaram valores médios de $172.95 \pm 56.84\mu\text{m}$ para a porcelana Duceram LFC, ficando bem acima dos valores encontrados nos trabalhos de DIETSCHI *et al.*¹⁸ (1992), que verificaram médias de 46,3 a 57,6 µm para a cerâmica Duceram LFC.

A semelhança de valores da adaptação marginal encontrados para os três sistemas de resinas laboratoriais mostra que não houve influência das diferenças de composição inorgânica, matriz resinosa e sistemas de polimerização desses produtos. O fator que resulta em melhor adaptação, em relação à porcelana, pode ser a facilidade de execução dos procedimentos laboratoriais e a menor contração de polimerização que os novos compósitos restauradores indiretos apresentam, além das maiores facilidades na realização do acabamento, remoção da restauração do troquel e ajuste ao dente, resultando em menor número de fraturas de bordas.

Não é possível relacionar esses valores com a literatura devido à ausência de relatos que envolvam o desenvolvimento desta metodologia com esse novo grupo de materiais. Contudo, cabe relacioná-los a trabalhos que empregam outros tipos de resinas indiretas. PRICE & GERROW⁵⁴ (2000) encontraram valores médios de $53.00 \pm 48.3\mu\text{m}$, para “inlays” confeccionados em resina convencional pela técnica indireta. Já MITCHEM *et al.*⁴² (1994) obtiveram valores variando entre 20 e 45 μm para “inlays” confeccionados em resina Concept. Quando se relacionam os valores deste trabalho com os dados de PEUTZFELDT & ASMUSSEN⁵³ (1990), que observaram adaptação de $109 \pm 23\mu\text{m}$ para o sistema Isosit e de REID *et al.*⁵⁷ (1993), que encontraram valores de $508 \pm 282\mu\text{m}$ para o sistema EOS e $273 \pm 167\mu\text{m}$ para o sistema Isosit, com isso pôde-se comprovar a evolução dos sistemas de resinas laboratoriais^{71,72}.

A desadaptação marginal das restaurações indiretas, em todas as regiões do preparo, é indesejável. Porém, na região cervical das caixas proximais, sua influência é sensivelmente mais danosa, por ser uma região de difícil controle de placa e por estar

próxima ao periodonto, possibilitando o desenvolvimento de doença periodontal⁶⁵. Por outro lado, a maior desadaptação marginal na superfície oclusal predispõe a um maior desgaste do agente de fixação pelo atrito com o bolo alimentar, gerando fenda vertical e predispondo à fratura de margem, recidiva de cárie e manchamento. A adaptação marginal das regiões oclusal, proximal e cervical apresentaram diferenças estatisticamente significantes para todos os grupos de estudo, com valores crescentes nessa ordem. Essa variação de resultados entre as regiões cervical e oclusal foi também verificada nos trabalhos de DIETSCHI *et al.*¹⁸ (1992), GIANNINI *et al.*²⁶ (1998), GELMAMAZ *et al.*²⁵ (1996). Esse fator pode estar relacionado à conformação geométrica da região proximal, que apresenta maior complexidade, maior número de ângulos internos e maior volume, resultando em alta contração volumétrica do material, observada com maior intensidade na parede cervical.

Os valores encontrados para a adaptação marginal de restaurações indiretas não devem ser submetidos à simples comparação numérica entre diferentes trabalhos e sim, serem analisados à luz de suas metodologias e parâmetros de avaliação. A verificação do grau de precisão das restaurações cerâmicas em relação às resinas laboratoriais nos mostra que o profissional, quando faz a opção pela cerâmica, deve lançar meios para impedir a acentuação desta discrepância e principalmente empregar cimentos resinosos de composição microhíbrida, que apresente alta resistência ao desgaste, características do material empregado neste trabalho, minimizando a formação de valamento marginal.

O processo de fixação empregou a associação de cimento resinoso e sistema adesivo, que, segundo CORDEIRO¹⁴ (1998) e BURKE⁵ (1995), proporciona maior resistência à fratura que os cimentos convencionais, pela formação de corpo único entre o

material restaurador e estrutura dental (FIG. 23). O sistema adesivo monocomponente Single Bond é polimerizado antes da inserção do cimento resinoso Rely X, o que, segundo HAHN *et al.*²⁸ (2000), proporciona maior preservação do selamento marginal, devido à maior resistência da camada híbrida em relação às tensões decorrentes da contração de polimerização do cimento resinoso. O emprego da carga de 5 Kg por 10 minutos durante a fixação é necessária para a padronização da película de cimento que pode influenciar na resistência à fratura das restaurações, procedimento semelhante ao observado no trabalho de CORDEIRO¹⁴ (1998).

Os valores obtidos neste experimento para os quatro grupos de estudo são clinicamente aceitos, demonstrando, porém, diferenças significantes, pela análise de variância em fator único e teste de Tukey. A resistência à fratura dos dentes restaurados com porcelana Duceram LFC (205,44 ± 39,41 Kgf) foi significativamente inferior aos valores obtidos para os grupos das resinas laboratoriais, Solidex (293,16 ± 45,86 Kgf), Artglass (299,87 ± 41,08 Kgf) e Targis (304,23 ± 52,52 Kgf), demonstrando direta relação entre o tipo de material e a resistência à fratura .

Os valores obtidos para a porcelana Duceram LFC estão próximos aos valores encontrados nos trabalhos de CORDEIRO¹⁴ (1998), que empregaram esse mesmo material fixado com três cimentos resinosos, obtendo média entre 201,2 Kgf e 243,1 Kgf, e de DIETSCHI *et al.*¹⁷ (1990), que encontraram valores de 169,5 Kgf para a cerâmica feldspática, Ceramco II, fixada com cimento resinoso. A menor resistência da cerâmica deve-se à sua composição mineral que lhe confere alta rigidez, alta resistência à compressão, porém traduz baixa resistência à tração e flexão, sendo por conseguinte um

material altamente friável¹⁷. Segundo BANKS¹ (1990), a cerâmica apresenta baixo limite de deformação, cerca de 0,1%, sendo que qualquer vergamento do material é capaz de induzir trincas que propagarão rapidamente para o interior do material, resultando na completa fratura do material. Outro fator importante, segundo HONDRUM²⁹ (1992), é a limitada capacidade de distribuir cargas localizadas e baixa resistência à deformação, acentuando seu potencial de falhas no meio bucal pela possibilidade de degradação da união sílica-oxigênio. TOUATI⁷¹ (1996) coloca que esse material apresenta alta susceptibilidade à fratura previamente à fixação, que pode ser comprovado pelo trabalho de CORDEIRO¹⁴ (1998) que verificou resistência de 8,9 Kgf, para “inlays” cerâmicos analisados antes da fixação.

O que confere maior resistência à cerâmica é o processo de fixação adesivo^{6,14,17}. Essa ligação adesiva é conseguida com a rugosidade seletiva produzida pelo condicionamento com ácido hidrofúorídrico¹⁰ associado à aplicação de um agente de silanização^{10,39}. O cimento resinoso parece ter papel fundamental nesse aspecto, pois preenche a rugosidade da superfície interna e liga-se quimicamente ao monômero do silano e ao sistema adesivo aplicado sobre a dentina, formando uma camada resiliente, atuando como mecanismo de distribuição das tensões sofridas pelo material restaurador.

Os valores de resistência à fratura obtidos para os dentes restaurados com “inlays” confeccionados em resinas laboratoriais confirmam a teoria de que os materiais poliméricos têm maior capacidade de distribuir tensões de forma mais homogênea que os materiais cerâmicos. As resinas laboratoriais apresentam maior resiliência, maior resistência flexural, variando entre 120 e 180 MPa^{71,72,41}, que confere ao material uma maior capacidade de sofrer deformações plásticas, preservando a interface adesiva. Outro aspecto importante que

reflete neste comportamento é o sinergismo de comportamento entre os materiais restauradores, o cimento resinoso e o sistema adesivo, que possuem composições semelhantes e alta capacidade de se unirem.

Os três compósitos laboratoriais, possuem sistemas de polimerização e composições diferenciadas, em relação ao tipo e volume de matriz orgânica, tipo e quantidade de carga inorgânica, sendo até mesmo classificados de forma diferenciada por alguns autores^{71,72,47}. O sistema Targis apresenta um carregamento de 85% em peso e 68% em volume, na sua maioria vidro de bário, sílica dispersa e óxidos mistos silanizados com tamanho variando entre 0.03 e 1.0 μm ^{73,65} e uma matriz resinosa formada por monômeros Bis-GMA e monômeros multifuncionais. Esse material apresenta, segundo DYER & SORENSEN²¹ (1998), resistência flexural de 161,6 MPa para o Targis base e 135,5 MPa para o Targis dentina, sendo polimerizado em unidade laboratorial que emprega calor e luz, Targis Power⁷². Já o sistema restaurador Artglass apresenta uma composição semelhante, com cerca de 72% em peso e 58% em volume de carga inorgânica⁷¹, composta basicamente por vidro de bário e sílica coloidal, matriz resinosa constituída por monômeros multifuncionais e dimetacrilato³⁶, com resistência flexural de 131,7 MPa²¹. Esse material utiliza, no processo de polimerização, uma unidade de luz Xenon estroboscópica UniXS, de 4.5 Watts de potência que opera com frequência de 20 Hz a cada dez milissegundos²⁴, que lhe confere melhores propriedades mecânicas⁶⁹. Esses dois materiais são classificados por TOAUTI⁷¹ (1996) e TOUATI & AIDAN⁷² (1997) como resinas indiretas de segunda geração. Por outro lado, o sistema Solidex, que emprega na polimerização uma unidade multifocal Solidilite, é classificado por TOUATI⁷¹ (1996) como uma resina intermediária, por

apresentar menor proporção de carga inorgânica, que não ultrapassa os 53% em peso e 39% em volume e alta quantidade de matriz orgânica convencional Bis-GMA^{71,16}. Essas diferenças, em termos de composição e sistemas de polimerização, não produziram efeitos diretos sobre a resistência à fratura e adaptação marginal, proporcionando um comportamento semelhante estatisticamente.

A análise e classificação do padrão de fratura realizadas neste trabalho foram baseadas nos trabalhos de BURKE *et al.*⁸ (1993), BURKE *et al.*⁹ (1994), MAK *et al.*³⁸ (1997), com modificação dos parâmetros de referência. BURKE *et al.*⁸ (1993) propuseram uma classificação em cinco níveis, que se baseia na extensão da fratura da restauração e não no maior ou menor envolvimento do dente. No entanto, os cinco níveis propostos neste trabalho (FIG. 5), foram baseados no grau de comprometimento do dente e na possível alternativa restauradora a ser empregada em um dente com fratura semelhante na cavidade bucal. Essa classificação foi facilitada pelo emprego do ligamento periodontal artificial.

Os padrões de fraturas das restaurações cerâmicas foram predominantes do tipo I e II com pequeno número de fraturas severamente comprometedoras (TAB. 3), o que caracteriza a friabilidade do material, com limite abaixo da resistência da estrutura dental. Esse fato tem aspecto positivo, pois quando uma restauração de cerâmica falha clinicamente, invariavelmente uma fratura ocorrerá, sendo preferível a substituição da restauração, sem comprometimento mais severos ao dente. Resultados semelhantes foram observados nos trabalhos de BURKE *et al.*⁹ (1994) e MAK *et al.*³⁸ (1997), que verificaram maior número de fraturas sem grande comprometimento em dentes restaurados com a cerâmica feldspática fixada com cimento resinoso. Por outro lado, os padrões de fraturas das amostras restauradas com resinas laboratoriais foram, na sua maioria, do tipo IV e V,

demonstrando que os polímeros restauradores indiretos acumulam e transmitem tensões que excedem a resistência intrínseca da estrutura dental, levando a fratura do conjunto.

A análise por microscopia eletrônica de varredura, foi realizada por amostragem de espécimes que apresentavam características representativas dos grupos. As falhas ocorridas nas amostras restauradas com porcelana foram predominantemente do tipo coesiva do material restaurador ou adesiva entre porcelana e o cimento resinoso (FIG. 24), resultado semelhante ao exposto no trabalho de MAK *et al.*³⁸ (1997). Por outro lado, as falhas observadas para as amostras restauradas com resinas laboratoriais, Solidex, Artglass e Targis foram, na sua maioria, falhas coesivas da estrutura dental ou falhas na interface adesiva entre o cimento resinoso e a dentina (FIG. 22, 25 e 26).

Não houve correlação entre as duas variáveis de estudo para os quatro grupos analisados, mostrando que os níveis de adaptação marginal encontrados neste trabalho, tanto para a porcelana quanto para as resinas laboratoriais, não interferem na resistência à fratura da restauração após a fixação adesiva. Resultados que correspondem as observações encontradas no trabalho de SCHERRER *et al.*⁶³ (1994) que verificaram a independência entre a linha de cimento e a resistência à fratura para a cerâmica, até o limite de 300 micrometros, valor superior aos encontrados neste estudo. E também vêm ao encontro do trabalho de NEIVA *et al.*⁴⁹ (1998) que verificaram um comportamento semelhante entre a resistência à fratura para três tipos de cerâmica, Empress, In-Ceram e Procera, embora esse último tenha apresentado uma linha de desadaptação sensivelmente superior.

Fica evidenciado, neste estudo, que o material restaurador tem grande influência na adaptação marginal, também influenciada pela região da cavidade, e sobre resistência à fratura de restaurações indiretas adesivas.

7. CONCLUSÃO

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

- os inlays confeccionados em porcelana Duceram LFC apresentaram discrepância marginal média estatisticamente superior às restaurações confeccionadas em resinas laboratoriais (Solidex, Artglass e Targis), não havendo diferenças entre as resinas laboratoriais;
- a discrepância marginal encontrada na região oclusal foi estatisticamente inferior a encontrada nas paredes proximais, e esta, inferior à observada na região cervical, para todos os materiais analisados;
- os dentes restaurados com inlays confeccionados em porcelana Duceram LFC apresentaram resistência à fratura média estatisticamente inferior aos dentes restaurados com as resinas laboratoriais (Solidex, Artglass e Targis), sendo que não houve diferenças significantes entre os grupos das resinas laboratoriais;
- não houve correlação entre a adaptação marginal e a resistência à fratura para todos os grupos experimentais analisados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BANKS, R.G. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.63, n.6, p.619-626, June 1990.
2. BARGHI, N., BERRY, T.G., PRIMUS, C.M. Bond strength of composite resin to a new low-fusing porcelain. **J. dent. Res.**, Washington, v.77, p.681, Mar. 1998.
[Abstract, 400]
3. BEHR, M. *et al.* In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fiber-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. **J. Dent.**, Oxford, v.27, n.2, p.163-168, Feb. 1999.
4. BRUNTON, P.A. *et al.* Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin bonded restorative materials. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.82, n.2, p.167-171, Aug. 1999.
5. BURKE, F.J. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crown constructed in a leucite-reinforced ceramic. **Dent. Mater.**, Washington, v.15, n.5, p.359-362, Sept. 1999.
6. _____. The effects of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. **Quintessence int.**, Berlin, v.26, n.4, p.293-300, Apr. 1995.

7. _____, WATTS, D.C. Fracture resistance of teeth restored with dentin – bonded crowns. **Quintessence int.**, Berlin, v.25, n.5, p.335-340, May 1994.
8. BURKE, F.J., WILSON, N.H., WATTS, D.C. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: the effect of alternative luting procedures. **Quintessence int.**, Berlin, v.25, n.4, p.269-275, Apr. 1994.
9. _____, _____, _____. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. **Operative Dent.**, Seattle, v.18, n.6, p. 230-236, Nov./Dec. 1993.
10. CALAMIA, J.R., SIMINSEN, R.J. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. **J. dent. Res.**, Washington, v.63, p.179, 1984. [Abstract, 79]
11. CARLINI JR., B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular.** Piracicaba, 1999. 185p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas.
12. CHALIFOUX, P.R. Treatment considerations for posterior laboratory – fabricated resin restorations. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, New Jersey, v.10, n.8, p.969-978, Oct. 1998.
13. COODLIDGE, E.D. The thickness of human periodontal membrane. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.24, p.1260-1270, Aug. 1937.

14. CORDEIRO, N.P.A. **Influência dos sistemas de cimentação na resistência à fratura de inlays de porcelana.** Piracicaba, 1998. 104p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
15. DE GOES, M.F. **Cimentos resinosos.** *In:* CHAIN, M.C., BARATIERI, L.N. **Restaurações estéticas em resina composta em dentes posteriores.** São Paulo : Artes Médicas, 1998. Cap.6, p.167-176.
16. DEVOLIO, R. Resina fotopolimerizável com filamentos cerâmicos para laboratório. **J. bras. Odont. Clin.,** Curitiba, v.2, n.11, p.91-99, set. 1998.
17. 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. Adhesive Dent.,** Berlin, v.1, n.1, p.41-56, Jan. 1999.
18. _____, MAEDER, M., HOLZ, J. In vitro evaluation of marginal fit and morphology of fired ceramic inlays. **Quintessence int.,** Berlin, v.23, n.4, p.271-278, Apr. 1992.
19. _____, MAGNE, P., _____. An in vitro study of parameters related marginal and internal seal of bonded. **Quintessence int.,** Berlin, v.24, n.4, p.281-291, Apr. 1993.
20. _____. *et al.* In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. **Quintessence int.,** Berlin, v.21, n.10, p.823-831, Oct. 1990.

21. DYER, S.R., SORENSEN, J.A. Flexural strength and fracture toughness of fixed prosthodontic resin composites. **J. dent. Res.**, Washington v.77, p.160, 1998.
[Abstract, 434]
22. EICK, J.D. *et al.* Current concepts on adhesion to dentin. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Alexandria, v.8, n.3, p.306-335, 1997.
23. FAHL JR., N., CASELLINI, R.C. Tecnología FRC/ cerómero: el futuro de la odontología estética adhesiva biofuncional. **Signature Int.**, Schaan, v.3, n.2, p.5-11, 1998.
24. FREIBERG, R.S., FERRACANE, J.L. Evaluations of cure properties and wear resistance of Artglass dental composite. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.11, n.5, p.214-218, Oct. 1998.
25. GEMALMAZ, D. *et al.* Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.24, n.9, p.646-651, Sept. 1997.
26. GIANNINI, M. *et al.* Adaptação marginal de diferentes porcelanas utilizadas na confecção de onlays. **Anais Soc. bras. odont.**, São Paulo, v.15, p.100, 1998.
[Resumo, B017]
27. GROTEN, M. *et al.* Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.83, n.1, p.40-49, Jan. 2000.

28. HAHN, P. *et al.* Effects of different luting procedures on the seating of ceramic inlays. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.27, n.1, p.1-8, Jan. 2000.
29. HONDRUM, S.O. A review of the strength properties of dental ceramics. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis,, v.67, n.6, p.859-865, June 1992.
30. INOKOSHI, S. *et al.* Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the update software. **J. Dent.**, Oxford, v.20, n.3, p.171-177, June 1992.
31. JAIN, P. *et al.* Effect of treatments on bonding of indirect resins. **J. dent. Res.**, Washington, v.79, p.454, Apr. 2000. [Abstract, 2481]
32. KAWAI, K., ISENBERG, B.P., LEINFELDER, K.F. Effect of gap dimension on composite resin cement wear. **Quintessence int.**, Berlin, v.25, n.1, p.53-58, Jan. 1994.
33. _____. *et al.* Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.126, n.10, p.1414-1419, Oct. 1995.
34. KELLY, J.R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S.D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.75, n.1, p.18-32, Jan. 1996.
35. KREJCI, I., LUTZ, F., REIMER, M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. **J. Dent.**, Oxford, v.21, n.1, p.39-46, Feb. 1993.

36. LEINFELDER, K.F. New developments in resin restorative systems. **J. Am. dent. Assoc.**, Chicago, v.128, n.5, p.573-581, May 1997.
37. LOOSE, M. *et al.* In vitro fracture strength and marginal adaptation of fiber-reinforced-composite versus all ceramic fired dentures. **Eur. J. prosthodont. Restor. Dent.**, Ramford, v.6, n.2, p.55-62, June 1998.
38. MAK, M., QUALTROUGH, A.J.E., BURKE, F.J. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. **Quintessence int.**, Berlin, v.28, n.3, p.197-203, Mar. 1997.
39. MATUSUMURA, H., KATO, H., ATSUTA, M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.78, n.5, p.511-517, Nov. 1997.
40. McINTYRE, F.M., BOCHIECHIO, R.A., JOHNSON, R. Marginal gap width of a new refractory porcelain system. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.69, n.6, p.564-567, June 1993.
41. MIARA, P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, New Jersey, v.10, n.4, p.423-431, May 1998.
42. MITCHEM, J.C., WAGNER, P.C., FERRACANE, J.L. Marginal adaptation of the Concept inlay system. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.7, n.5, p.232-234, Oct. 1994.

43. MOLIN, M., KARLSSON, S. The fit of gold inlays and three ceramics inlay systems. A clinical and in vitro study. **Acta. odont. scand.**, Oslo, v.51, n.4, p.201-206, Aug. 1993
44. MÜHLEMANN, H.R. Ten years of tooth mobility measurements. **J. Periodont.**, Chicago, v.31, n.2, p.110-122, Apr. 1960.
45. _____. Tooth mobility. The measuring method. Initial and secondary tooth mobility. **J. Periodont.**, Chicago, v.25, n.1, p.22-29, Jan. 1954.
46. _____, ZANDER, H.A. Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility. **J. Periodont.**, Chicago, v.25, n.2, p.128, Apr. 1954.
47. MUÑOZ CHÁVES, O.F., HOEPPNER, M.G. Cerômeros – A evolução dos materiais estéticos para restaurações indiretas. **J. bras. Odont. Clin.**, Curitiba, v.2, n.11, p.21-27, set./out. 1998.
48. NAKABAYASHI, N., KOJIMA, K., MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers tooth substrates. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.16, p.265-273, May 1982.
49. NEIVA, G. *et al.* Resistance to fracture of three all-ceramic systems. **J. esthet. Dent.**, Ontario, v.10, n.2, p.60-66, Feb. 1998.
50. O'NEAL, S.J., MIRACLE, R.L., LEINFELDER, K.F. Evaluating interfacial gaps for esthetic inlays. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.124, n.12, p.48-54, Dec. 1993.

51. PACHECO, J.F.M. **Influência do tratamento superficial na resistência à tração da união polímero de vidro – cimento resinoso.** Piracicaba, 1997. 112p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
52. PENSLER, A.V., BERTOLOTTI, R.L., MILLER, D. Building laminate veneers fixed bridges with polymer glass technology. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Newtown, v.18, n.7, p.712-720, 1997.
53. PEUTZFELDT, A., ASMUSSEN, E.A. Comparison of accuracy seating and gap formation for three inlay/onlay techniques. **Operative Dent.**, Seattle, v.15, n.4, p.129-135, July 1990.
54. PRICE, R.B., GERROW, J.D. Margin adaptation of indirect composite inlays fabricated on flexile dies. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.83, n.3, p.306-313, Mar. 2000.
55. PUY, M.C.L. *et al.* Composite resin inlays: a study of marginal adaptation. **Quintessence int.**, Berlin, v.24, n.6, p.429-433, June 1993.
56. QUALTROUGH, A.J.E., SHARP, R.A.R., PIDDOCK, V. An evaluation of the fit of porcelain inlays. **Eur. J. prosthodont. restor. Dent.**, Ramford, v.4, n.2, p.65-69, June 1996.

57. REID, J.S., SAUNDERS, W.P., BAIDAS, K.M. Marginal fit and microleakage on indirect inlay systems. **Am. J. Dent.**, Oxford, v.6, n.2, p.81-84, Apr. 1993.
58. RIBEIRO, F.C. *et al.* Tensile bond strength composite repairs to Artglass. **J. dent. Res.**, Washington, v.79, p.436, Apr. 2000. [Abstract, 2344]
59. ROSENBLUM, M.A., SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.128, n.3, p.297-307, Mar. 1997.
60. SCHARNAGL, P. **Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im "Regensburger Kausimulator" untersuchung am beispiel vollkeramischer In-Ceram-brücken.** Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg. 102p. 1998.
61. SCHEIBENBOGEN, A. *et al.* One year clinical evaluation composite and ceramic inlays in posterior teeth. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, v.80, n.4, p.410-416, Oct. 1998.
62. SCHERRER, S.S. *et al.* Effect of cement films thickness on the fracture resistance on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. **Dent. Mater.**, Washington, v.10, n.3, p.172-177, May 1994.

63. SCHMALZ, G., FEDERLIN, M., REICH, E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. **J. prosth. Dent.**, Saint Luis, v.73, n.4, p.392-399, Apr. 1995.
64. SHANNON, A. Ceromers used with indirect resin/ceramics: materials, clinical applications, and prep. guidelines. **Dent. Today**, New Jersey, v.17, n.3, p.60-65, Mar. 1998.
65. SHEETS, C.G. The periodontal-restorative interface: enhancement through magnification. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, New Jersey, v.11, n.8, p.925-931, Oct. 1999.
66. SJÖGREN, G. Marginal and internal fit of four different types of ceramics inlays after luting. **Acta odont. Scand.**, Oslo, v.53, n.1, p.24-28, Feb. 1995.
67. SORENSEN, J.A., MUNKSGAARD, E.C. Interfacial gaps of resin cemented ceramic inlays. **Eur. J. oral Sci.**, Copenhagen, v.103, n.2, p.116-120, Apr. 1995.
68. STEWART, G.P., JAIN, P. Effect of surface treatments on bonding porcelain. **J. dent. Res.**, Washington, v.79, p.282, Apr. 2000. [Abstract, 1108]
69. TANOUE, N., MATSUMURA, H., ATSUTA, M. Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of proprieties of prosthetic composite. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.27, n.4, p.288-293, Apr. 2000.

70. THORDRUP, M., ISIDOR, F., HÖRSTED-BINDSLEV, P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramics and composite inlay: an in vitro study. **J. Dent.**, Oxford, v.22, n.3, p.147-153, 1994.
71. TOUATI, B. The evolution of aesthetic materials for inlays and onlays: a review. **Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.**, New Jersey, v.8, n.7, p.657-666, Sept. 1996.
72. _____, AIDAN, N. Second-generation laboratory composite resins for indirect restorations. **J. esthet. Dent.**, Ontario, v.9, n.3, p.108-118, Mar. 1997.
73. _____, MIARA, P. Um nuevo sistema cerómero para restauraciones inlay/onlay **Signature Int.**, Schaan, v.3, n.1, p.7-11, 1998.
74. VAN MEERBEEK, B. *et al.* Marginal adaptation of four tooth-colored inlay systems in vitro. **J. Dent.**, Oxford, v.20, n.1, p.18-26, Feb. 1992.

OBRAS CONSULTADAS

- IVOCLAR, **Targis/Vectris, documentação científica, Investigación y desarrollo**, 38p. Sep. 1998.
- IVOCLAR, **Targis/Vectris, instruções de uso**.
- HERAEUS KULZER, **Artglass Light curing restorative material based on microglass for multipurpose indirect use**, Handling instructions.
- SHOFU DENTAL CORPORATION. **Solidex**, Perfil técnico do produto e Instruções de uso.
- DEGUSSA, **Duceram LFC, cerâmica hidrotérmica**, Instruções de uso.
- 3M PRODUTOS DENTÁRIOS. **Rely X cimento resinoso**, Perfil técnico do produto.
- 3M PRODUTOS DENTÁRIOS. **Single Bond sistema adesivo**, Perfil técnico do produto.
- ANUSAVICE, K. J. **Philips Materiais Dentários**, 10ª ed. Guanabara Koogan, 1998.
- SOLIANI, S. D. O.; SILVA, L. F. **Abreviaturas dos periódicos da biblioteca da FOP-UNICAMP e locais de publicação conforme o "World list of Scientific"**. Piracicaba, FOP-UNICAMP, 1996.
- CECOTTI, H. M. **Manual para normalização de dissertação e tese**. Piracicaba, FOP-UNICAMP, 1999.
- MICHAELIS, **Dicionário inglês-português, português-inglês**, 63ª edição, Editora Melhoramentos, 1997.

ANEXOS

Anexo 1

Quadro 1. Distribuição das amostras por grupo de tratamento, aleatorização por sorteio.

Dente	Tratamento	Dente	Tratamento	Dente	Tratamento
1	Artglass	21	Solidex	41	Targis
2	Artglass	22	Duceram LFC	42	Solidex
3	Targis	23	Targis	43	Targis
4	Solidex	24	Duceram LFC	44	Artglass
5	Artglass	25	Targis	45	Solidex
6	Solidex	26	Duceram LFC	46	Solidex
7	Artglass	27	Solidex	47	Duceram LFC
8	Duceram LFC	28	Solidex	48	Solidex
9	Duceram LFC	29	Artglass	49	Artglass
10	Solidex	30	Artglass	50	Duceram LFC
11	Solidex	31	Duceram LFC	51	Targis
12	Targis	32	Duceram LFC	52	Solidex
13	Targis	33	Duceram LFC	53	Solidex
14	Artglass	34	Targis	54	Artglass
15	Targis	35	Artglass	55	Targis
16	Targis	36	Duceram LFC	56	Solidex
17	Duceram LFC	37	Duceram LFC	57	Artglass
18	Artglass	38	Artglass	58	Artglass
19	Duceram LFC	39	Targis	59	Solidex
20	Targis	40	Targis	60	Duceram LFC

Anexo 2

Quadro 2. Dimensões das amostras aleatorizadas para o grupo 1 – Duceram LFC.

Amostra (Dente)	Comprimento Total (mm) [Altura]	Dimensões da Raiz		Dimensões da Coroa				Preparo (mm)
		Altura (mm)	Diâmetro Médio (mm ²)	Altura (mm)	Largura MD (mm)	Largura VL (mm)	Área (mm ²)	
01 (08)	20,03	11,98	61,99	8,05	11,89	10,17	120,96	5,00
02 (09)	18,30	10,11	47,60	8,19	12,35	10,68	131,94	5,11
03 (17)	18,56	11,02	47,99	7,54	10,86	9,77	106,11	5,09
04 (19)	17,29	10,20	50,78	7,09	11,82	10,01	118,31	5,19
05 (22)	16,76	9,07	53,96	7,69	11,30	9,86	111,47	5,15
06 (24)	17,90	9,04	55,74	8,86	11,89	10,17	120,62	5,02
07 (26)	17,84	10,22	52,60	7,62	11,37	10,40	118,20	4,81
08 (31)	17,09	9,79	31,65	7,30	10,74	9,23	99,13	4,91
09 (32)	17,54	9,02	62,87	8,52	11,62	10,76	124,99	5,02
10 (33)	20,88	13,54	57,83	7,34	12,46	11,10	138,35	5,01
11 (36)	19,50	11,48	37,45	8,02	11,88	10,73	127,45	5,01
12 (37)	16,69	8,50	62,10	8,19	11,06	10,53	116,39	5,07
13 (47)	16,15	8,74	60,67	7,41	12,22	10,74	131,18	5,00
14 (50)	16,93	8,01	54,58	6,92	11,08	10,06	111,45	5,05
15 (60)	16,88	9,63	46,71	7,25	11,28	9,89	111,54	5,03
MÉDIA	17,89	10,02	52,30	7,73	11,59	10,27	119,21	5,03
Desvio Padrão	1,35	1,48	9,04	0,55	0,54	0,49	10,49	0,09

Anexo 3

Quadro 3. Dimensões das amostras aleatorizadas para o grupo 2 – Solidex.

Amostra (Dente)	Comprimento Total (mm) [Altura]	Dimensões da Raiz		Dimensões da Coroa				Preparo (mm)
		Altura (mm)	Diâmetro Médio (mm ²)	Altura (mm)	Largura MD (mm)	Largura VL (mm)	Área (mm ²)	
01 (04)	19,01	10,47	41,40	8,54	10,92	10,15	110,83	5,02
02 (06)	20,10	11,56	61,08	8,54	11,96	10,47	125,51	5,08
03 (10)	16,72	9,51	58,91	7,21	11,97	10,32	123,47	5,02
04 (11)	17,53	9,17	75,71	8,36	12,08	10,18	129,45	5,09
05 (21)	18,34	10,06	48,43	7,74	11,85	10,43	123,66	5,00
06 (27)	19,21	11,18	45,02	8,03	11,48	10,42	119,70	5,01
07 (28)	16,00	8,90	34,14	7,10	12,35	10,75	132,77	5,00
08 (42)	18,35	9,83	49,04	8,52	1,49	10,19	117,17	4,94
09 (45)	17,92	9,42	61,63	7,48	11,19	10,18	113,92	5,11
10 (46)	17,08	9,59	51,17	7,49	11,36	9,36	106,41	5,26
11 (48)	19,36	11,37	71,02	7,99	13,63	12,15	165,58	5,07
12 (52)	17,07	9,04	57,68	8,03	11,94	10,73	129,19	5,01
13 (53)	19,70	12,57	47,07	7,13	11,02	9,99	110,09	5,18
14 (56)	15,83	7,95	39,53	7,88	11,32	10,52	119,14	5,05
15 (59)	19,70	12,50	43,83	7,21	11,31	9,62	108,87	5,00
MÉDIA	18,13	10,21	52,38	7,82	11,06	10,36	122,38	5,06
Desvio Padrão	1,38	1,36	11,73	0,53	2,73	0,62	14,45	0,08

Anexo 4

Quadro 4. Dimensões das amostras aleatorizadas para o grupo 3 – Artglass.

Amostra (Dente)	Comprimento Total (mm) [Altura]	Dimensões da Raiz		Dimensões da Coroa				Preparo (mm)
		Altura (mm)	Diâmetro Médio (mm ²)	Altura (mm)	Largura MD (mm)	Largura VL (mm)	Área (mm ²)	
01 (01)	19,61	12,51	50,81	7,10	12,91	11,38	146,93	4,97
02 (02)	19,40	13,11	47,78	6,29	11,43	10,19	116,48	4,96
03 (05)	20,26	13,61	43,55	6,65	11,39	10,26	116,78	4,97
04 (07)	17,62	11,17	55,80	6,49	12,25	10,59	129,81	4,95
05 (14)	16,22	9,60	43,95	6,62	9,91	9,72	96,27	5,03
06 (18)	18,45	12,25	5,67	6,20	11,38	10,05	114,45	5,04
07 (29)	15,22	7,95	60,65	7,27	12,62	9,61	121,32	5,02
08 (30)	17,59	10,73	5,63	6,68	10,24	9,61	98,39	5,11
09 (35)	17,54	11,33	75,41	6,21	11,45	10,56	120,87	5,01
10 (38)	16,01	9,27	45,67	6,74	12,30	10,20	123,28	5,12
11 (44)	16,46	9,92	45,04	6,54	10,46	9,37	97,96	5,02
12 (49)	17,61	10,17	50,24	7,44	11,13	10,20	113,57	5,02
13 (54)	16,80	8,97	56,23	7,83	11,07	10,83	119,87	5,05
14 (57)	17,02	9,42	47,91	7,60	11,39	9,44	107,51	5,10
15 (58)	18,20	10,57	45,87	7,63	11,55	10,24	118,23	5,03
MÉDIA	17,60	10,71	45,35	6,89	11,43	10,15	116,11	5,03
Desvio Padrão	1,41	1,62	18,11	0,55	0,84	0,55	13,03	0,05

Anexo 5

Quadro 5. Dimensões das amostras aleatorizadas para o grupo 4 – Targis.

Amostra (Dente)	Comprimento Total (mm) [Altura]	Dimensões da Raiz		Dimensões da Coroa				Preparo (mm)
		Altura (mm)	Diâmetro Médio (mm ²)	Altura (mm)	Largura MD (mm)	Largura VL (mm)	Área (mm ²)	
01 (03)	17,97	10,33	49,68	7,64	12,24	10,04	122,96	5,11
02 (12)	17,29	9,78	50,65	7,51	11,81	11,29	133,46	5,15
03 (13)	17,51	9,36	44,40	8,15	12,29	10,75	132,20	5,04
04 (16)	16,62	8,86	40,45	7,76	10,51	9,88	103,76	4,96
05 (20)	17,18	9,18	39,53	8,00	10,87	10,05	109,14	5,07
06 (23)	15,83	7,95	56,09	7,88	11,35	10,11	114,73	5,05
07 (25)	18,83	11,07	43,36	7,76	11,38	10,39	114,88	5,13
08 (34)	18,00	10,82	65,42	7,18	12,28	10,82	132,79	5,08
09 (39)	18,24	9,57	64,35	8,67	12,94	10,73	138,81	5,08
10 (40)	18,43	9,39	54,10	9,04	11,25	10,61	119,38	4,98
11 (41)	17,26	9,6	52,50	7,66	12,05	11,15	134,40	4,94
12 (43)	18,17	10,87	43,04	7,30	11,63	10,26	123,04	5,18
13 (51)	18,48	11,25	61,06	7,23	11,71	10,39	121,62	5,04
14 (55)	17,63	10,59	55,97	7,04	11,83	10,53	124,52	5,20
15 (61)	17,38	10,34	51,72	7,04	11,58	10,65	123,35	5,10
MÉDIA	17,65	9,93	51,49	7,72	11,71	10,51	123,27	5,07
Desvio Padrão	0,78	0,93	8,27	0,57	0,61	0,41	9,94	0,08

Anexo 6

Quadro 6 – Valores de adaptação marginal geral e por região, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com o sistema Duceram LFC.

Amostras (Dente)	Adaptação Marginal (μm)				Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
	Oclusal	Proximal	Cervical	Geral		
01 (08)	121,25	129,75	161,50	137,50	152,10	III
02 (09)	154,50	117,00	154,50	142,00	270,60	V
03 (17)	123,25	149,75	203,25	158,75	180,30	II
04 (19)	82,00	102,50	116,75	100,42	266,40	II
05 (22)	76,50	93,25	121,25	97,00	169,30	I
06 (24)	101,00	166,25	98,00	121,75	230,70	V
07 (26)	123,75	137,25	112,50	124,50	236,00	II
08 (31)	124,75	125,00	143,75	131,17	181,10	IV
09 (32)	71,00	110,25	134,75	105,33	183,40	III
10 (33)	125,75	137,75	138,75	134,08	180,60	V
11 (36)	88,50	83,75	140,75	104,33	230,30	I
12 (37)	92,25	93,75	102,75	96,25	236,20	II
13 (47)	93,25	97,25	105,50	98,67	153,60	II
14 (50)	129,00	144,50	139,25	137,58	177,30	I
15 (60)	90,00	151,25	170,75	137,33	233,70	I
MÉDIA	106,45	122,62	132,27	121,77	205,44	
Desvio Padrão	24,02	25,18	28,59	19,99	39,51	

Anexo 7

Quadro 7 – Valores de adaptação marginal geral e por região, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com o sistema Solidex.

Amostras (Dente)	Adaptação Marginal (μm)				Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
	Oclusal	Proximal	Cervical	Geral		
01 (04)	23,25	69,75	44,25	45,75	330,90	IV
02 (06)	49,25	47,75	64,25	53,75	340,10	IV
03 (10)	10,25	32,25	34,25	25,58	243,40	III
04 (11)	42,50	20,00	69,75	44,08	255,70	III
05 (21)	16,00	24,00	62,75	34,25	298,50	III
06 (27)	33,75	33,25	15,50	27,50	293,30	III
07 (28)	31,50	62,75	75,00	56,42	325,80	III
08 (42)	16,00	44,50	86,00	48,83	285,20	II
09 (45)	42,00	30,75	68,50	47,08	345,00	V
10 (46)	21,75	17,25	70,00	36,33	260,50	IV
11 (48)	18,75	17,25	18,00	18,00	358,70	II
12 (52)	18,50	14,75	77,00	36,75	332,10	V
13 (53)	40,00	30,25	65,25	45,17	259,90	V
14 (56)	36,50	35,75	29,50	33,92	273,80	IV
15 (59)	16,00	22,50	68,75	35,75	194,50	III
MÉDIA	27,73	33,52	56,58	39,28	293,16	
Desvio Padrão	12,26	16,46	22,36	10,74	45,86	

Anexo 8

Quadro 8 – Valores de adaptação marginal geral e por região, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com o sistema Artglass.

Amostras (Dente)	Adaptação Marginal (μm)				Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
	Oclusal	Proximal	Cervical	Geral		
01 (01)	17,25	22,25	20,25	19,92	349,40	V
02 (02)	20,25	36,25	41,00	32,17	275,70	V
03 (05)	20,00	36,75	66,50	41,08	318,10	IV
04 (07)	31,50	23,75	30,25	28,50	347,50	IV
05 (14)	21,75	48,75	57,50	42,67	283,90	IV
06 (18)	22,50	20,25	63,50	35,42	292,90	III
07 (29)	22,00	34,75	48,00	34,92	294,80	III
08 (30)	14,75	14,25	58,75	29,25	357,90	III
09 (35)	25,75	21,25	54,00	33,67	328,60	V
10 (38)	19,25	48,00	39,75	35,67	204,40	V
11 (44)	31,75	31,75	21,00	28,17	270,10	V
12 (49)	21,50	26,75	50,75	33,00	276,50	V
13 (54)	18,00	24,25	63,25	35,17	255,70	V
14 (57)	19,25	13,25	51,50	28,00	316,10	V
15 (58)	15,00	16,25	39,00	23,42	326,50	II
MÉDIA	21,37	27,90	47,00	32,07	299,87	
Desvio Padrão	5,04	11,19	14,82	6,06	41,08	

Anexo 9

Quadro 9 Valores de adaptação marginal geral e por região, resistência à fratura e padrão de fratura das amostras restauradas com o sistema Targis.

Amostras (Dente)	Adaptação Marginal (μm)				Resistência à Fratura (Kgf)	Padrão de Fratura
	Oclusal	Proximal	Cervical	Geral		
01 (04)	18,00	31,50	29,75	26,42	213,10	IV
02 (12)	26,50	34,50	66,25	42,42	357,90	IV
03 (13)	37,25	65,50	71,00	57,92	418,90	IV
04 (15)	17,25	22,50	37,00	25,58	270,90	V
05 (16)	19,75	29,25	29,25	26,08	300,90	IV
06 (20)	20,00	27,75	28,25	25,33	304,30	V
07 (23)	16,25	17,50	65,00	31,25	286,80	III
08 (25)	17,00	22,00	28,75	22,58	358,40	III
09 (34)	33,25	32,50	40,00	35,25	282,30	III
10 (39)	19,50	29,25	25,50	24,75	309,40	III
11 (40)	24,00	32,75	51,75	36,17	231,90	V
12 (41)	15,25	8,25	52,75	23,75	298,10	IV
13 (43)	14,00	36,00	36,25	28,75	277,70	V
14 (51)	17,50	49,50	63,00	43,33	291,30	V
15 (55)	17,00	22,00	21,75	20,25	361,50	V
MÉDIA	20,83	30,72	43,08	31,32	304,22	
Desvio Padrão	6,71	13,43	16,93	10,14	52,52	

Anexo 10

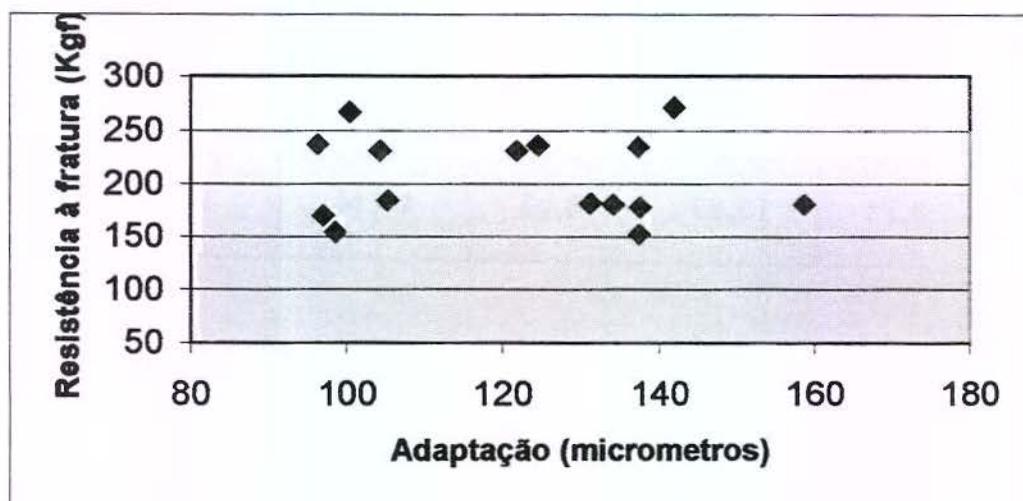
Tabela 6. Teste de correlação de Pearson entre a adaptação marginal e resistência à fratura do grupo 1 – Duceram LFC

Variáveis	N	Médias	Desvio Padrão	Soma	Mínimo	Máximo
RESIS	15	205.440000	39.509941	3081.600000	152.100000	270.600000
ADAP	15	121.777333	19.986259	1826.660000	96.250000	158.750000

Coefficiente de correlação de Pearson/Prob >|R|-Ho:Rho=0/N=15

	Resistência	Adaptação
Resistência	1.00000	-0.08796
	0.0	0.7553
Adaptação	-0.08796	1.00000
	0.7553	0.0

Figura 27 - Gráfico de dispersão dos valores de adaptação marginal e resistência à fratura para o grupo 1 – Duceram LFC.



* Não houve correlação entre as duas variáveis

Anexo 11

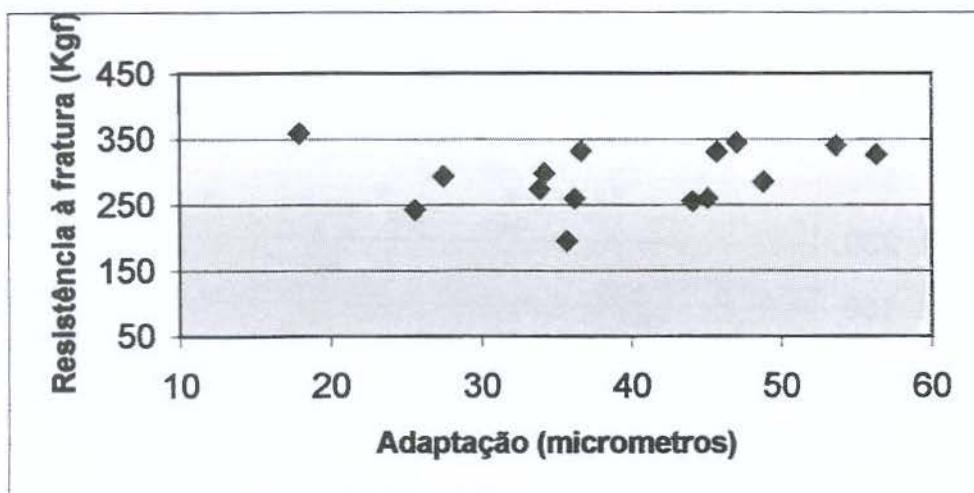
Tabela 7. Teste de correlação de Pearson entre a adaptação marginal e resistência à fratura do grupo 2 – Solidex

Variáveis	N	Médias	Desvio Padrão	Soma	Mínimo	Máximo
RESIS	15	293.160000	45.860780	4397.400000	194.500000	358.700000
ADAP	15	39.277333	10.742730	589.160000	18.000000	56.420000

Coefficiente de correlação de Pearson/Prob >|R|-Ho:Rho=0/N=15

	Resistência	Adaptação
Resistência	1.00000	0.16584
	0.0	0.5547
Adaptação	0.16584	1.00000
	0.5547	0.0

Figura 28 - Gráfico de dispersão dos valores de adaptação marginal e resistência à fratura para o grupo 2 – Solidex.



* Não houve correlação entre as duas variáveis

Anexo 12

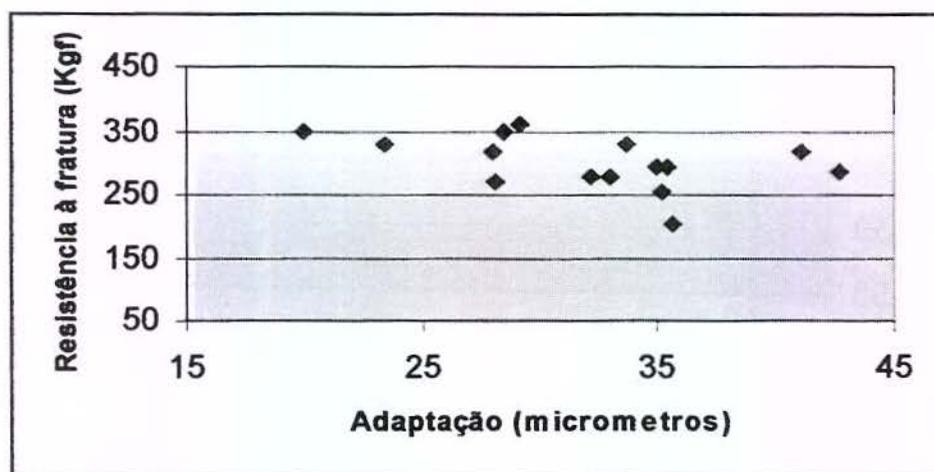
Tabela 8. Teste de correlação de Pearson entre a adaptação marginal e resistência à fratura do grupo 3 – Artglass.

Variáveis	N	Médias	Desvio Padrão	Soma	Mínimo	Máximo
RESIS	15	299.873333	41.084468	4498.100000	204.400000	357.900000
ADAP	15	32.068667	6.058095	481.030000	19.920000	42.670000

Coefficiente de correlação de Pearson/Prob >|R|-Ho:Rho=0/N=15

	Resistência	Adaptação
Resistência	1.00000	-0.46417
0.0		0.0813
Adaptação	-0.46417	1.00000
0.0813		0.0

Figura 29 - Gráfico de dispersão dos valores de adaptação marginal e resistência à fratura para o grupo 3 – Artglass.



* Não houve correlação entre as duas variáveis

Anexo 13

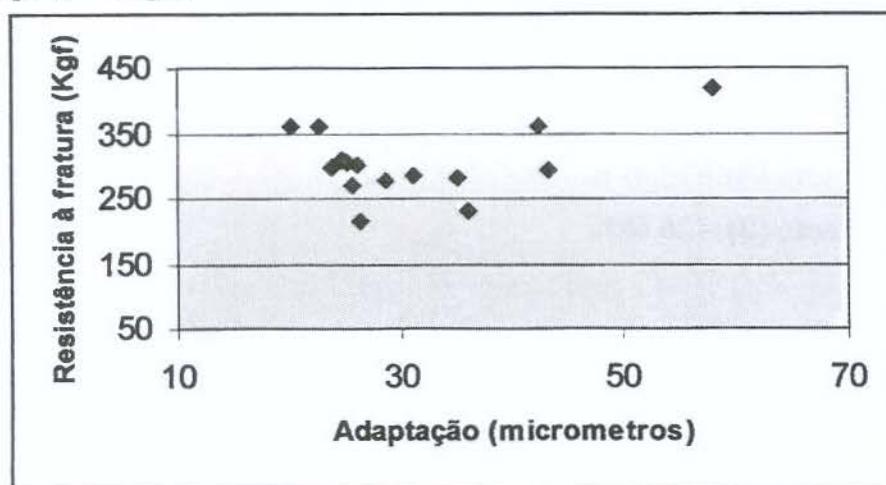
Tabela 9. Teste de correlação de Pearson entre a adaptação marginal e resistência à fratura do grupo 4 – Targis

Variáveis	N	Médias	Desvio Padrão	Soma	Mínimo	Máximo
RESIS	15	304.226667	52.523647	4563.400000	213.100000	418.900000
ADAP	15	31.322000	10.142854	469.830000	20.250000	57.920000

Coefficiente de correlação de Pearson/Prob >|R|-Ho:Rho=0/N=15

	Resistência	Adaptação
Resistência	1.00000	0.35973
	0.0	0.1879
Adaptação	0.35973	1.00000
	0.1879	0.0

Figura 30 - Gráfico de dispersão dos valores de adaptação marginal e resistência à fratura para o grupo 4 – Targis.



* Não houve correlação entre as duas variáveis

Anexo 14

Análise de variância Parcelas subdivididas - Adaptação Marginal

SANEST - SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA
 Autores: Élio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado
 Empresa de Pesquisa Agropecuária de Minas Gerais-EPAMIG
 ARQUIVO: Carlos J. Soares

Delineamento experimental: observações não transformadas

FATOR	NOME
A	Material restaurador
B	Dente
C	Região

Tabela 10. Análise de variância da adaptação marginal pelo método de parcelas subdivididas ($\alpha=0,05$).

Causas de variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
GRUPO	3	252109.3833333	84036.4611111	195.2074	0.0000
RESIDUO (A)	56	24107.9027778	430.4982639		
PARCELAS	59	276217.2861111			
REGIAO	2	20135.0048611	10067.5024306	45.3692	0.00001
GRU*REG	6	1010.3145833	168.3857639	0.7588	0.60555
RESIDUO (B)	112	24852.9722222	221.9015377		
TOTAL	179	322215.5777778			

Coefficiente de variação (A) = 21.45%

Coefficiente de variação (B) = 26.68%

Anexo 15

Teste de Tukey

Adaptação Marginal

SANEST - SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA
 Autores: Élio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado
 Empresa de Pesquisa Agropecuária de Minas Gerais-EPAMIG
 ARQUIVO: Carlos J. Soares

Tabela 11. Teste de Tukey para adaptação marginal para medidas dos materiais ($\alpha=0,05$).

Nº. ORDEM	NOME	REPET.	MÉDIAS	5%	1%
1	Duceram LFC	45	120.444444	a	A
2	Solidex	45	39.277778	b	B
3	Artglass	45	32.088889	b	B
4	Targis	45	31.544444	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 8.16077 - D.M.S. 1% = 9.92616

Tabela 12. Teste de Tukey para adaptação marginal para medidas das regiões ($\alpha=0,05$).

Nº. ORDEM	Nº. TRAT.	NOME	REPET.	MÉDIAS	5%	1%
1	3	CERVICAL	60	69.733333	a	A
2	2	PROXIMAL	60	53.687500	b	B
3	1	OCLUSAL	60	44.095833	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
D.M.S. 5% = 6.43858 - D.M.S. 1% = 8.03091

Anexo 16**Análise de Variância**

Resistência à Fratura

SISTEMA SAS

Informações dos níveis de classificação

Classificação	Níveis	Valores
---------------	--------	---------

Tratamento	4	1 2 3 4
------------	---	---------

Número de observações = 60

Variável dependente: Resistência à fratura

Tabela 13. Análise de variância da resistência à fratura de molares restaurados com “inlays” confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais($\alpha= 0,05$).

Origem	DF	Soma dos quadrados	Quadrado Médio	F	Pr > F
Tratamento	3	99591.56183333	33197.18727778	16.37	0.0001
Resíduo	56	113552.79066667	2027.72840476		
Total	59	213144.35250001			

Coeficiente de variação = 16.33456

Anexo 17**Teste de Tukey**

Resistência à Fratura

Sistema SAS

Variável: Resistência à fratura

 $\alpha = 0.05$

df= 56

MSE= 2027.728

Valor crítico do nível de análise = 3.745

Diferença mínima significativa = 43.539

Tabela 14. Teste de Tukey para a resistência à fratura de molares restaurados com “inlays” confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais ($\alpha = 0,05$).

Classes de Tukey	Médias	N	Tratamento
A	304.23	15	4 - Targis
A	299.87	15	3 - Artglass
A	293.16	15	2 - Solidex
B	205.44	15	1 - Duceram LFC

Médias com letras iguais não apresentam diferenças Significativas.

Anexo 18

Quadro 10. Técnica de confecção dos inlays em porcelana Duceram LFC

1.	Moldagem dos dentes – Aquasil
2.	Confecção do modelo em gesso – Velmix
3.	Moldagem do troquel em gesso – Deguforme
4.	Duplicação do troquel em material refratário – Ducera Lay
5.	Sinterização do troquel – Dekema M
6.	Delimitação do término do preparo – Lápis cópia
7.	Aplicação do agente selador do troquel – Connector Paste
8.	Hidratação do troquel em água destilada
9.	Aplicação da primeira camada de porcelana de alta fusão – Duceram Plus
10.	Sinterização da porcelana – Dekema M
11.	Hidratação do troquel em água destilada
12.	Aplicação da segunda camada de porcelana de alta fusão – Duceram Plus
13.	Sinterização da porcelana – Dekema M
14.	Hidratação do troquel em água destilada
15.	Aplicação da primeira camada de porcelana de baixa fusão – Duceram LFC
16.	Sinterização da porcelana – Dekema M
17.	Hidratação do troquel em água destilada
18.	Aplicação da segunda camada de porcelana de alta fusão – Duceram LFC
19.	Sinterização da porcelana – Dekema M
20.	Hidratação do troquel em água destilada
21.	Remoção dos inlay do troquel refratário – Jateamento óxido de alumínio
22.	Remoção dos excessos e prova no troquel mestre
23.	Limpeza do inlay
24.	Glazeamento natural – Dekema M

Anexo 19**Quadro 11.** Sinterização das porcelanas Duceram Plus e Duceram LFC

Nome	TI	PA	S	Q	V	VS	TF
Ducera Lay	575	0	5	0	0	55	1100
Connector	575	0	3	2	9	55	970
Duceram Plus Dentina 1	575	2	3	3	9	0	950
Duceram Plus Dentina 2	575	1	3	3	9	0	940
Duceram LFC Dentina 1	450	3	3	2	9	55	660
Duceram LFC Dentina 2	450	2	2	2	9	55	655
Glazeamento	440	2	2	2	0	55	640

LEGENDA

TI – Temperatura inicial

PA – Pré aquecimento

S – Subida do elevador

Q – Queima

V – Vácuo

VS – Velocidade de subida t° C/min

TF – Temperatura Final

Anexo 20

Quadro 12. Técnica de confecção dos inlays em Solidex

1.	Moldagem dos dentes – Aquasil
2.	Confecção do modelo em gesso – Velmix
3.	Delimitação do término do preparo – Lápis Cópia
4.	Aplicação do agente selador do troquel – Super Bonder
5.	Aplicação da primeira camada de resina de dentina – A3B
6.	Polimerização da resina por 1 minuto – Solidilite
7.	Aplicação da segunda camada de resina de dentina – A3B
8.	Polimerização da resina por 1 minuto- Solidilite
9.	Aplicação da primeira camada de resina de esmalte – 59
10.	Polimerização da resina por 1 minuto- Solidilite
11.	Aplicação da segunda camada de resina de esmalte – 59
12.	Polimerização da resina por 1 minuto – Solidilite
13.	Aplicação de gel transparente
14.	Polimerização final por 3 minutos- Solidilite
15.	Remoção dos excessos e prova no troquel mestre
16.	Limpeza do inlay
17.	Polimento

Anexo 21**Quadro 13.** Técnica de confecção dos inlays em Artglass

1.	Moldagem dos dentes – Aquasil
2.	Confecção do modelo em gesso – Velmix
3.	Delimitação do término do preparo – Lápis Cópia
4.	Aplicação do agente selador do troquel – Insulating gel
5.	Aplicação da primeira camada de resina de dentina – A3
6.	Polimerização da resina por 90 segundos – UniXS
7.	Aplicação da segunda camada de resina de dentina – A3
8.	Polimerização da resina por 90 segundos – UniXS
9.	Aplicação da primeira camada de resina de esmalte – EM
10.	Polimerização da resina por 90 segundos – UniXS
11.	Aplicação da segunda camada de resina de esmalte – EM
12.	Polimerização da resina por 90 segundos – UniXS
13.	Aplicação de gel transparente
14.	Polimerização final por 180 segundos – UniXS
15.	Remoção dos excessos e prova no troquel mestre
16.	Limpeza do inlay
17.	Polimento

Anexo 22**Quadro 14.** Técnica de confecção dos inlays em Targis

1.	Moldagem dos dentes – Aquasil
2.	Confecção do modelo em gesso – Velmix
3.	Delimitação do término do preparo – Lápis Cópia
4.	Aplicação do agente selador do troquel – Model Separator
5.	Aplicação da primeira camada de resina de Targis Base e Clear
6.	Polimerização da resina por 10 segundos – Targis Quick
7.	Aplicação da segunda camada de resina de dentina – 510
8.	Polimerização da resina por 10 segundos – Targis Quick
9.	Aplicação da primeira camada de resina de incisal – S4
10.	Polimerização da resina por 10 segundos – Targis Quick
11.	Aplicação de gel transparente
12.	Polimerização final por 25 minutos – Targis Power
13.	Remoção dos excessos e prova no troquel mestre
14.	Limpeza do inlay
15.	Polimento