

**LUCIANA GAZANIGA MAIA RIBEIRO**

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DE  
FACETAS CERÂMICAS CONFECCIONADAS POR TRÊS  
DIFERENTES MÉTODOS.**

Florianópolis  
2010

**LUCIANA GAZANIGA MAIA RIBEIRO**

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DE  
FACETAS CERÂMICAS CONFECCIONADAS POR TRÊS  
DIFERENTES MÉTODOS.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada  
Co-orientador: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

Florianópolis  
2010

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária da  
Universidade Federal de Santa Catarina

R484a Ribeiro, Luciana Gazaniga Maia

Avaliação da adaptação marginal e interna de facetas  
cerâmicas confeccionadas por três diferentes métodos  
[tese] / Luciana Gazaniga Maia Ribeiro ; orientador,  
Mauro Amaral Caldeira de Andrada. - Florianópolis,  
SC, 2010.

107 p.: il., grafs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-  
Graduação em Odontologia.

Inclui referências e apêndice

1. Odontologia. 2. Facetas dentárias. 3. Porcelana  
dentária. 4. Adaptação marginal (Odontologia). I. Andrada,  
Mauro Amaral Caldeira de. II. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III.  
Título.

CDU 616.314

LUCIANA GAZANIGA MAIA RIBEIRO

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DE  
FACETAS CERÂMICAS CONFECCIONADAS POR TRÊS  
DIFERENTES MÉTODOS.**

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de **DOUTOR EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA** e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 04 de maio de 2010.

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

**BANCA EXAMINADORA**

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada  
Orientador

Prof. Dr. Hamilton Pires Maia  
Co-orientador

Profa. Dra. Renata Gondo Machado  
Membro

Profa. Dra. Paula Cardoso Dell Antonio  
Membro

Prof. Dr. Fabiano de Oliveira Araujo  
Membro

Dedico este trabalho ao meu marido, *Eduardo Porto Ribeiro* e aos meus pais, *Leoze Lobo Maia e Joire Gazaniga Maia*, por todo amor, apoio, carinho, estímulo e compreensão nos momentos de angústia e ausência. Vocês foram os principais responsáveis em permitir que esta trajetória da pós-graduação chegasse ao fim!

## AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Mauro Amaral Caldeira de Andrada** pela orientação a este trabalho. Por sempre estar disponível e disposto a esclarecer minhas dúvidas, e por compartilhar seus conhecimentos. Muito Obrigada!

Ao Prof. **Hamilton Pires Maia** pela co-orientação a este trabalho e pelos ensinamentos.

Ao **Prof. Paulo Kano** que disponibilizou o uso do sistema CEREC para confecção das facetas e aos **funcionários do Instituto Paulo Kano** pela atenção.

À **Renata Gondo Machado** pela amizade, paciência em ensinar, pelo auxílio nos casos clínicos e por não medir esforços para viabilizar a confecção das facetas pelo sistema CEREC. Muito Obrigada! A tua ajuda foi muito preciosa.

Aos professores **Élito Araújo, Hamilton Pires Maia, Luiz Clóvis Cardoso Vieira, Luiz Narciso Baratieri, Mauro Amaral Caldeira de Andrada, Renata Gondo Machado, Sylvio Monteiro Junior, Guilherme Carpena Lopes, Cleo Nunes de Souza, César Alves de Andrade** agradeço à oportunidade de convívio durante este período da pós-graduação e também pelos ensinamentos repassados, os quais levarei para o resto da vida não apenas para o lado profissional mas também para minha vida pessoal.

Aos professores **Alfredo Meyer Filho, Dayane Machado Ribeiro, Edson Araújo, Gilberto Arcari, Marianella Fadel, Nelson Makowiecky** pelos momentos de descontração e aprendizado durante o estágio de docência.

Ao Professor **Pedro Miguel Guerra** que autorizou o uso do microscópio óptico no Laboratório de Fisiologia do Desenvolvimento e Genética Vegetal do Departamento de Fitotecnia do Centro de Ciências Agrárias da Universidade Federal de Santa Catarina.

À **Flávia Barros Delbons Araújo** pela amizade, por compartilhar seus conhecimentos da metodologia de avaliação da

adaptação marginal e por não medir esforços em me ajudar. Muito Obrigada!

À **Beatriz de Barros e Mônica Kina** pela amizade, convívio e pelos momentos compartilhados na execução dos casos clínicos.

Aos colegas do estágio docência **Beatriz, Fábio, Flávia, Fernando, Jackeline, Jussara, Kazuza, Letícia, Tiago** pelos períodos que passamos juntos tentando aprender a arte de ensinar.

À empresa **Ivoclar Vivadent**, em especial ao **Herbert Mendes e Camila Madruga** por disponibilizarem a doação de materiais para a confecção das facetas pelo método computadorizado (CEREC).

Aos técnicos de laboratório **Pedro Spinelli e Sérgio Araújo** pela execução das facetas de porcelana feldspática e IPS Empress, respectivamente.

Aos funcionários **Dna. Léa** (Dentística), **Dna. Talita** (Clínica Integrada), **Ana** (Pós-graduação) e **Lauro** (Laboratório de Pesquisa) pela ajuda nos momentos que precisei.

A todos os meus **familiares** e **amigos** pelos momentos de descontração que tornaram esta jornada mais agradável.

Ao **Programa de Pós-graduação** em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina pela viabilização das atividades.

Ao **CNPq**, pelo auxílio-bolsa em 2008 e julho/2009 a março/2010.

RIBEIRO, Luciana Gazaniga Maia. **Avaliação da adaptação marginal e interna de facetas cerâmicas confeccionadas por três diferentes métodos.** 2010. 107 f. Tese (Doutorado em Odontologia – opção: Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a influência de três diferentes métodos de confecção de facetas cerâmicas na adaptação marginal, antes e após o ajuste, e na adaptação interna, após o ajuste. Dez incisivos centrais superiores artificiais foram preparados com espessura uniforme de 0,7 mm, término cervical e proximal em chanfro e sem redução incisal. Para cada dente preparado, foram preparadas três facetas, de acordo com o método de confecção, totalizando 30 facetas (10 por método): G1 – método de aglutinação (modelo refratário); G2 - método da cerâmica injetada (IPS Empress); G3 - método computadorizado (CEREC). A adaptação marginal foi avaliada através da medição do valor máximo da discrepância entre a margem da restauração e a margem do preparo dental e a adaptação interna através da medição da espessura de um silicone de adição (Fit Checker II, GC), utilizado para simular a cimentação. Todas as imagens foram capturadas por um microscópio óptico, e as medições realizadas pelo programa Image-Pro Plus. Não houve diferença significativa entre os grupos em relação à adaptação marginal antes (G1:  $74,22 \pm 13,16 \mu\text{m}$ ; G2:  $67,98 \pm 10,69 \mu\text{m}$ ; G3:  $73,85 \pm 9,92 \mu\text{m}$ ) e após o ajuste (G1:  $36,05 \pm 8,28 \mu\text{m}$ ; G2:  $36,61 \pm 3,68 \mu\text{m}$ ; G3:  $39,56 \pm 4,46 \mu\text{m}$ ). Uma redução significativa nos valores da discrepância marginal após o ajuste interno das restaurações pode ser observada em todos os grupos. Em relação à adaptação interna, enquanto na secção vestibulo-palatal o G3 apresentou valores de espessura de película interna maiores do que os outros dois grupos, na secção mesio-distal os três grupos foram estatisticamente diferentes (G3 > G2 > G1). Em conclusão, o presente estudo demonstrou que o método de confecção não influenciou na adaptação marginal das facetas cerâmicas. O método computadorizado apresentou maiores valores de espessura interna. Entretanto, todos os valores estão dentro dos limites clinicamente aceitáveis. O ajuste interno das facetas cerâmicas reduziu de forma significativa a discrepância marginal sugerindo que as facetas cerâmicas devem ser ajustadas antes da cimentação. **Palavras-chave:** facetas dentárias, porcelana dentária, adaptação marginal.

RIBEIRO, Luciana Gazaniga Maia. **Evaluation of the marginal and internal fit of porcelain laminate veneers prepared by three different methods.** 2010. 107 f. Tese (Doutorado em Odontologia – opção: Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

### ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate *in vitro* the influence of three different porcelain laminate veneer fabrication methods in the marginal fit, before and after adjustment, and in the internal fit, after adjustment. Ten artificial maxillary central incisors were prepared with uniform thickness of 0,7 mm, cervical and proximal chamfered finishing line and no incisal reduction. Three different porcelain laminate veneers were fabricated for each prepared teeth, for a total of 30 veneers (10 per method): G1 – powder-liquid-slurry method (refractory die technique); G2 – heat-pressed ceramic method (IPS Empress); G3 – computerized method (CEREC). The marginal fit was evaluated by measuring the maximum discrepancy between the restoration and tooth preparation margins. The internal fit was evaluated by measuring the thickness of a light body vinylpolysiloxane silicone (Fit Checker II,GC), used to simulate the luting procedure. All images were captured by an optical microscope and measurements performed with the Image-Pro Plus software. No significant differences in the marginal fit were observed between the groups before (G1:  $74,22 \pm 13,16 \mu\text{m}$ ; G2:  $67,98 \pm 10,69 \mu\text{m}$ ; G3:  $73,85 \pm 9,92 \mu\text{m}$ ) and after adjustments (G1:  $36,05 \pm 8,28 \mu\text{m}$ ; G2:  $36,61 \pm 3,68 \mu\text{m}$ ; G3:  $39,56 \pm 4,46 \mu\text{m}$ ). A significant reduction in the marginal discrepancy values was observed for all groups after the internal adjustment of restorations. Regarding the internal fit, while at facial-palatal section G3 had internal gaps values greater than the other two groups, at the mesial-distal section the three groups were statistically different (G3 > G2 > G1). In conclusion, the present study showed that the fabrication method did not affect the marginal adaptation of porcelain laminate veneers. The computerized method showed the highest value of internal thickness. Nevertheless, all values were within clinically acceptable limits. Also, that the internal adjustment of porcelain laminate veneers significantly decreases the discrepancy between the restoration and tooth preparation margins, suggesting that porcelain laminate veneers must be adjusted before luting. **Key-words:** dental veneers, dental porcelain, dental marginal adaptation, CAD-CAM, CEREC, IPS-Empress ceramic.

## LISTA DE FIGURAS

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Figura 1</b> – Modelo dental (A). Dentes artificiais (B).....   | <b>58</b> |
| <b>Figura 2</b> – Guias de silicone seccionadas nos sentidos longitudinal (A) e transversal (B).....   | <b>60</b> |
| <b>Figura 3</b> – Pontas diamantadas (A). Contra-ângulo multiplicador (B).....   | <b>60</b> |
| <b>Figura 4</b> – Preparo dental. Vista das canaletas de orientação cervical e proximais (A). Confecção da canaleta vestibular de orientação central (B). Desgaste da metade mesial (C). Polimento do preparo com disco abrasivo (D). Verificação da uniformidade do desgaste com a guia longitudinal (E). Vista vestibular do preparo finalizado (F)..... | <b>61</b> |
| <b>Figura 5</b> – Procedimentos de moldagem. Aplicação do material leve (A). Moldeira parcial com material denso posicionada na região do dente preparado (B). Molde finalizado (C). Vista lateral aproximada do molde mostrando parte da margem do preparo (D).....   | <b>62</b> |
| <b>Figura 6</b> – Aplicação do spray de contraste. Início da aplicação (A) e aplicação finalizada (B) .....  | <b>63</b> |
| <b>Figura 7</b> – Micro-câmera posicionada para captura da imagem. Vista no sentido inciso-cervical (A) e vista no sentido vestibulo-palatal (B) .....   | <b>63</b> |
| <b>Figura 8</b> – Material cerâmico utilizado na confecção das facetas de cerâmica feldspática (VITA VM 7, VITA Zahnfabrik) e modelo refratário (BegoForm, Bego).....  | <b>64</b> |
| <b>Figura 9</b> – Etapas de construção da faceta de cerâmica feldspática sobre o modelo refratário. Após a queima da primeira camada do material cerâmico (A). Aplicação da segunda camada do material cerâmico (B). Após a queima da segunda camada (C). Aplicação da terceira camada (D).....  | <b>65</b> |
| <b>Figura 10</b> – Facetas confeccionadas pelo método de aglutinação..   | <b>65</b> |
| <b>Figura 11</b> – Padrão em cera das restaurações (A). Enceramentos fixados no anel de inclusão (B). Cilindro de borracha encaixado na base do anel com o enceramento no seu interior (C).....  | <b>66</b> |
| <b>Figura 12</b> – Pastilhas cerâmicas utilizadas (A). Facetas confeccionadas pelo método da cerâmica injetada (B).....  | <b>67</b> |
| <b>Figura 13</b> – Equipamento utilizado no planejamento das facetas...  | <b>68</b> |

|  |    |
|--|----|
| <b>Figura 14</b> – Imagens capturadas do dente hígido e dente preparado (A). Visualização tridimensional da imagem capturada (B). Início do recorte indicado pela seta em preto (C). Visualização da margem distal do preparo (D). Preparo delimitado (linha azul) (E). Linha do contato proximal (rosa) e linha de cópia (verde) (F)..... | 69 |
| <b>Figura 15</b> – Visualização final da restauração construída. Conferência da forma e adaptação da restauração (A). Vista prévia do trabalho (B). Vista prévia do trabalho no interior do bloco cerâmico (C).....  | 70 |
| <b>Figura 16</b> – Equipamento utilizado na fresagem dos blocos (A). Vista aproximada do bloco posicionado (B).....  | 71 |
| <b>Figura 17</b> – Bloco cerâmico utilizado (A). Facetas confeccionadas pelo método computadorizado (B).....   | 71 |
| <b>Figura 18</b> – Estabilização da faceta sobre o dente preparado com um anel elástico ortodôntico.....   | 72 |
| <b>Figura 19</b> – Guias de silicone de condensação (incisal, distal, mesial e cervical) confeccionadas para as tomadas fotográficas (A). Guia distal (B). Conjunto (dente preparado + faceta + anel elástico) posicionado sobre a guia distal (C).....  | 73 |
| <b>Figura 20</b> – Visualização de algumas imagens capturadas pelo microscópio óptico.....   | 74 |
| <b>Figura 21</b> – Determinação do valor máximo da discrepância marginal. Linha amarela superior sobre a margem do preparo e linha amarela inferior sobre a margem da restauração. Linha vermelha: maior distância entre as linhas amarelas = discrepância marginal.....   | 75 |
| <b>Figura 22</b> – Carbono líquido aplicado no interior da faceta (A). Área de interferência (região sem carbono) (B). Desgaste com ponta diamantada nº 3118 (C).....  | 76 |
| <b>Figura 23</b> – Colocação do silicone no interior da faceta (A). Pressão digital durante 1 minuto (B). Extravasamento do material por todas as margens (C). Remoção dos excessos e verificação da adaptação (D).....  | 77 |
| <b>Figura 24</b> – Procedimento de captura da película através da aplicação do silicone de adição de coloração roxa .....  | 78 |
| <b>Figura 25</b> – Representação esquemática da posição do recorte do bloco de silicone. L1(linha 1) representa o corte vestibulo-palatal e L2 (linha 2) representa o corte mésio-distal (A). Resultado do corte vestibulo-palatal (B). Resultado do corte mésio-distal (C).....   | 79 |

**Figura 26** – Vista aproximada de uma porção do corte vestibulo-palatal com a medição da espessura da película interna..... **79**

## LISTA DE TABELAS

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Tabela 1</b> – Relação dos estudos clínicos com facetas cerâmicas avaliadas no período de 1 ano a 2,5 anos.....   | <b>31</b> |
| <b>Tabela 2</b> – Relação dos estudos clínicos com facetas cerâmicas avaliadas no período de 2 a 7 anos.....   | <b>32</b> |
| <b>Tabela 3</b> – Relação dos estudos clínicos com facetas cerâmicas avaliadas no período de 9 a 16 anos.....  | <b>33</b> |
| <b>Tabela 4</b> – Resultado da adaptação marginal e/ou interna das facetas cerâmicas em estudos laboratoriais, em micrometros ( $\mu\text{m}$ ).....   | <b>39</b> |
| <b>Tabela 5</b> – Materiais cerâmicos utilizados na confecção das facetas, distribuídos conforme o grupo experimental.....   | <b>59</b> |
| <b>Tabela 6</b> – Valores da discrepância marginal <b>antes</b> do ajuste, em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Valores máximos e mínimos de cada grupo estão indicados em vermelho e verde, respectivamente.....  | <b>81</b> |
| <b>Tabela 7</b> – Valores da discrepância marginal <b>após</b> o ajuste, em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Valores máximos e mínimos de cada grupo estão indicados em vermelho e verde, respectivamente.....  | <b>82</b> |
| <b>Tabela 8</b> – Discrepância marginal dos diferentes grupos experimentais (média $\pm$ desvio-padrão), <b>antes</b> do ajuste, de acordo com a região do preparo dental. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Valores máximos de cada grupo estão indicados em vermelho..... | <b>83</b> |
| <b>Tabela 9</b> – Discrepância marginal dos diferentes grupos experimentais (média $\pm$ desvio-padrão), <b>após</b> o ajuste, de acordo com a região do preparo dental. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Valores máximos de cada grupo estão indicados em vermelho.....   | <b>83</b> |
| <b>Tabela 10</b> – Resultado da adaptação interna vestibulo-palatal e méσιο-distal. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ).....   | <b>85</b> |

## LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1** – Representação gráfica da média dos valores de discrepância marginal antes e após o ajuste. (\*): diferença significativa dentro de cada grupo antes e após o ajuste, teste-t pareado ( $p < 0,05$ ). Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ )..... **82**
- Gráfico 2** – Representação gráfica das médias da discrepância marginal dos grupos experimentais antes do ajuste, distribuídas conforme a superfície dental. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ )..... **84**
- Gráfico 3** – Representação gráfica das médias da discrepância marginal dos grupos experimentais após o ajuste, distribuídas conforme a superfície dental. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ )..... **84**
- Gráfico 4** - Representação gráfica da média dos valores da adaptação interna vestibulo-palatal e méso-distal. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Médias seguidas por letras maiúsculas iguais são estatisticamente semelhantes e por letras minúsculas diferentes são estatisticamente diferentes..... **85**

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

|            |  |
|------------|--|
| CAD/CAM    | <i>Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing</i> |
| CEREC      | <b>CE</b> ramic <b>RE</b> Construction                     |
| °C         | Graus centígrados  |
| Er,Cr:YsGG | Érbio, cromo: ítrio, escândio, gálio, granada              |
| FIG        | Figura   |
| Hz         | Hertz  |
| Kg         | Quilogramas  |
| Kgf        | Quilogramas-força  |
| mm         | Milímetros   |
| mm/min     | Milímetros por minuto                                      |
| MPa        | Mega Pascal  |
| N          | Newtons  |
| TAB        | Tabela   |
| USPHS      | Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos                |
| µm         | Micrometros  |

## SUMÁRIO

|  |     |
|--|-----|
| 1 INTRODUÇÃO.....                                    | 17  |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA .....                        | 20  |
| 2.1 FACETAS CERÂMICAS: ESTUDOS CLÍNICOS.....         | 20  |
| 2.2 FACETAS CERÂMICAS: ESTUDOS <i>IN VITRO</i> ..... | 34  |
| 2.2.1 Adaptação e microinfiltração.....              | 34  |
| 2.2.2 Resistência de união.....                      | 39  |
| 2.2.3 Resistência à fratura .....                    | 43  |
| 2.2.4 Preparo dental.....                            | 45  |
| 2.2.5 Propagação de trincas.....                     | 46  |
| 2.3 OUTROS ESTUDOS .....                             | 48  |
| 3 PROPOSIÇÃO .....                                   | 57  |
| 4 MATERIAIS E MÉTODO .....                           | 58  |
| 4.1 FORMAÇÃO DOS GRUPOS .....                        | 58  |
| 4.2 PREPARO DENTAL .....                             | 59  |
| 4.3 MOLDAGEM DO PREPARO .....                        | 62  |
| 4.4 CONFECÇÃO DAS FACETAS CERÂMICAS .....            | 64  |
| 4.4.1 G1: Método de Aglutinação.....                 | 64  |
| 4.4.2 G2: Método da Cerâmica Injetada .....          | 66  |
| 4.4.3 G3: Método Computadorizado .....               | 67  |
| 4.5 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL .....            | 72  |
| 4.6 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO INTERNA .....             | 76  |
| 4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....                        | 80  |
| 5 RESULTADOS .....                                   | 81  |
| 5.1 ADAPTAÇÃO MARGINAL .....                         | 81  |
| 5.2 ADAPTAÇÃO INTERNA .....                          | 85  |
| 6 DISCUSSÃO .....                                    | 86  |
| 7 CONCLUSÃO .....                                    | 93  |
| REFERÊNCIAS .....                                    | 94  |
| APÊNDICE .....                                       | 101 |

## 1 INTRODUÇÃO

Em 1938, Dr. Charles Pineus descreveu a técnica em que facetas de porcelana, fixadas por um pó adesivo, eram utilizadas para melhorar o sorriso dos atores durante as gravações dos filmes em Hollywood. Estas restaurações, entretanto, tinham que ser removidas logo após o término das filmagens, pois, naquele momento, não existia tecnologia que permitisse fixá-las de forma definitiva (CALAMIA,1989; PEUMANS et al., 2000). Em 1983, Simonsen e Calamia, ao descrever a técnica do condicionamento ácido da porcelana, melhorando de forma significativa sua retenção à estrutura dental, reativaram o interesse pelas facetas (SIMONSEN e CALAMIA,1983). O primeiro estudo clínico realizado para avaliar a eficácia clínica destas restaurações foi publicado em 1989 (CALAMIA, 1989). Desde então, vários estudos clínicos e laboratoriais vêm sendo desenvolvidos.

As facetas consistem em uma camada de material que recobre a porção visível dos dentes com a finalidade de corrigir problemas que estejam prejudicando a aparência do sorriso, como alterações de cor, forma e posição. Podem ser confeccionadas diretamente sobre a estrutura dental utilizando-se resinas compostas fotopolimerizáveis, ou de forma indireta através do emprego de materiais cerâmicos e resinas compostas indiretas (PEUMANS et al., 1997, 1997; BURKE; LUCAROTTI, 2009). Os principais problemas relacionados às facetas de resina composta são as alterações na sua forma anatômica e cor devido à susceptibilidade do material à descoloração, ao desgaste superficial e às fraturas marginais, limitando, assim, sua longevidade (PEUMANS et al., 1997, 1997). Já a porcelana é um material que apresenta excelentes propriedades ópticas, estabilidade de cor no meio bucal e resistência ao desgaste, contribuindo assim na recuperação em longo prazo das propriedades estruturais, ópticas e biomecânicas do elemento dental restaurado com faceta (ARISTIDIS; DIMITRA, 2002; FRADEANI; REDEMAGNI; CORRADO, 2005; STAPPERT et al., 2005; LAYTON; WALTON, 2007).

As facetas cerâmicas podem ser confeccionadas por diferentes métodos: **1. Método de aglutinação:** consiste na aglutinação do pó cerâmico a um líquido aplicado sobre um troquel refratário ou lâmina de platina (SORENSEN et al., 1992). A composição básica deste pó é o feldspato. A maioria dos estudos clínicos disponíveis na literatura avaliou facetas confeccionadas através deste método (RUCKER et al., 1990; COYNE; WILSON, 1994; MEIJERING et al., 1998; PEUMANS et al., 1998). **2. Método da cerâmica injetada:** neste método as facetas

cerâmicas são confeccionadas através do sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent). Este sistema, desenvolvido em 1990, emprega a técnica da “cera perdida”. A cerâmica feldspática reforçada por cristais de leucita, disponível na forma de pastilha, é aquecida e injetada sob pressão, preenchendo o espaço anteriormente ocupado pela cera correspondente à restauração previamente esculpida (FRADEANI, 1998). **3. Método computadorizado:** este método utiliza a tecnologia CAD/CAM (*Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing*) para a confecção de restaurações indiretas, ou seja, seu planejamento e produção são realizados com o auxílio de um computador. O CEREC (*CEramic REConstruction*), desenvolvido na década de 80, é o sistema computadorizado a mais tempo no mercado, atualmente na sua terceira geração (CEREC<sup>®</sup>3, Sirona). Melhoras significativas vêm sendo realizadas para o aprimoramento da sua tecnologia, com destaque para a atualização do *software* (CEREC 3D), que facilitou as etapas de execução das restaurações, e para o aumento na variedade de materiais disponíveis para fresagem – blocos de porcelana feldspática, cerâmica reforçada por leucita e resina – com diferentes matizes, croma e translucidez, com conseqüente melhora no resultado estético final das restaurações (TROST; STINES; BURT, 2006; MÖRMANN, 2006).

A adaptação marginal e interna das facetas cerâmicas é um importante fator a ser avaliado, pois pode interferir na longevidade das restaurações. A adaptação marginal está relacionada principalmente com a saúde periodontal e a descoloração marginal. A presença de *gaps* entre a margem da restauração e a margem do preparo dental provoca desgaste do agente cimentante, o que favorece o acúmulo de placa bacteriana e, por conseqüência, o aparecimento de inflamação gengival (SORENSEN, 1989; FELTON et al., 1991; KAWAI; ISENBERG; LEINFELDER, 1994). Uma adaptação perfeita entre as restaurações indiretas e a estrutura dental é difícil de ser obtida. Alguns estudos sugerem valores de discrepância marginal de até 120 µm como sendo clinicamente aceitáveis (McLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971; HUNTER; HUNTER, 1990). De acordo com o resultado de alguns trabalhos, uma das formas de se reduzir a discrepância entre a margem da restauração e a margem do preparo dental é através do ajuste interno das restaurações antes da cimentação (WHITE; SORENSEN; KANG, 1991; DELBONS, 2007; BARBOSA, 2008). Já a adaptação interna é um dos fatores que pode interferir na resistência de união das facetas cerâmicas à estrutura dental, e também pode estar relacionada ao surgimento de trincas na superfície da cerâmica (MOLIN; KARLSOON,

KRISTIANSEN, 1996; MAGNE; VERSLUIS; DOUGLAS, 1999; MAGNE et al., 1999; CHO et al., 2006; SUBRAMANIAN et al., 2008).

Poucos são os estudos na literatura especificamente desenhados para avaliar a adaptação de facetas cerâmicas (HARASANI; ISIDOR; KAABER, 1991; SORENSEN et al., 1992; WALL; REISBICK; ESPELETA, 1992; SIM; IBBETSON, 1993; LIM; IRONSDIE, 1997; SUH; JOHNSON; WHITE, 1997). Além disso, nenhum estudo foi realizado para avaliar e comparar a adaptação de restaurações confeccionadas pelos diferentes métodos disponíveis atualmente (aglutinação, cerâmica injetada e método computadorizado). Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a influência destes diferentes métodos de confecção na adaptação marginal e interna de facetas cerâmicas.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA<sup>1</sup>

### 2.1 FACETAS CERÂMICAS: ESTUDOS CLÍNICOS

Os estudos clínicos apresentados neste capítulo estão distribuídos nas Tabelas 1, 2 e 3 (páginas 31 - 33) de acordo com o número de facetas avaliadas, tipo de cerâmica, critérios de avaliação clínica, período de avaliação e resultados encontrados.

Calamia (1989) avaliou 115 facetas de porcelana por um período de até três anos. As restaurações foram colocadas por um único operador, no período de 1982 a 1985, e distribuídas em dois grupos. O grupo I foi formado por 43 restaurações, sem qualquer tipo de preparo dental. Estas facetas foram cimentadas com um cimento resinoso quimicamente ativado (Comspan, L. D. Caulk Co.) e avaliadas no início do estudo e após 6 meses, 1 ano, 2 anos e 3 anos. O grupo II foi formado por 72 restaurações com término em chanfro, desgaste vestibular de 0,5 mm e presença de degrau palatal. Estas facetas foram cimentadas com uma resina fotopolimerizável (Ultrabond, Dent-Mat Corp.) e avaliadas no início do estudo e 6 meses, 1 ano, 18 meses e 2 anos após a cimentação. O critério USPHS (Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos) foi utilizado para registrar estabilidade de cor, descoloração marginal, integridade marginal, presença de cárie e saúde periodontal. O exame clínico descreveu também o número de perdas de retenção e/ou fraturas da porcelana. De acordo com os resultados, não foram observadas alterações de cor, incidência de cárie e problemas periodontais durante o período avaliado. Enquanto no grupo II 4,1% (n=3) das restaurações apresentaram fratura da porcelana, nenhuma faceta do grupo I fraturou. Descoloração marginal foi registrada em 11,6% das restaurações do grupo I após dois anos e em 18,6% após três anos e, no grupo II, em 15% das restaurações após dois anos. Quanto à integridade marginal, no grupo I foram observadas discrepâncias marginais em 2,3% das restaurações após um ano e em 6,9% após três anos e, no grupo II, 2,7% após 6 meses, 4,2% após um ano e 5,8% após dois anos. Concluiu-se que os baixos índices de fratura e de perda de retenção associados à ausência de incidência de cárie indicam que as facetas de porcelana são satisfatoriamente funcionais e apresentam uma resposta periodontal negativa mínima.

---

<sup>1</sup> Baseada na NBR 10520: 2002 da ABNT

Rucker et al. (1990) avaliaram e compararam o desempenho clínico de 44 facetas de porcelana (Vita dur, Vita Zahnfabrik) e 44 facetas de resina composta indireta (Isosit, Ivoclar-Vivadent) após um período de dois anos. As facetas foram colocadas em 16 pacientes (2 a 14 facetas por indivíduo) sendo que o mesmo paciente recebeu mais de um tipo de faceta. Os preparos foram executados pelo mesmo operador com desgaste vestibular de 0,5 mm e término da margem em chanfro localizado 1,0 mm abaixo da margem gengival. Enquanto o preparo dos dentes superiores incluiu um bisel incisal, o dos dentes inferiores não se estendeu até o bordo incisal. Após os procedimentos de cimentação, acabamento e polimento final das restaurações, cada restauração foi avaliada individualmente quanto à cor, integridade marginal, durabilidade, resposta gengival e aceitação do paciente. Fotografias e moldagens para análise em microscopia eletrônica de varredura também foram registradas. Os exames clínicos, fotográficos e moldagens foram realizados uma vez ao ano, até completar-se o período de dois anos de avaliação após a cimentação. No primeiro ano, todas as restaurações foram reavaliadas. Após dois anos, 37 facetas de porcelana e 36 facetas de resina foram examinadas. No segundo ano, 9 facetas de resina composta indireta, em seis pacientes, apresentaram-se com fratura. Cinco destas falhas ocorreram no primeiro ano e 4 no segundo ano. Nenhuma das facetas de porcelana falhou durante o período avaliado. Concluiu-se que, após dois anos, embora a aparência estética e resposta gengival sejam similares para os dois sistemas, as faceta de resina composta indireta apresentam maior tendência à fratura quando comparadas às facetas de porcelana.

Griswold et al. (1991) avaliaram o desempenho clínico de 127 facetas de porcelana (Cerinate, Den-Mat). As restaurações foram colocadas em 46 pacientes, na superfície vestibular de dentes anteriores superiores e inferiores e em pré-molares. As avaliações clínicas ocorreram duas semanas após a cimentação e anualmente até completar dois anos. As restaurações foram avaliadas quanto à fratura da porcelana, saúde periodontal e estabilidade de cor com o dispositivo Chromascan. Na última avaliação, após dois anos, 5 (3,9%) das 127 facetas apresentaram fratura da porcelana e necessitaram de substituição. Não foram observadas alterações de cor nem modificações significantes na saúde periodontal em relação ao período inicial. Concluiu-se que, no período de dois anos, 96,1% das facetas de porcelana apresentaram-se clinicamente aceitáveis.

Coyne e Wilson (1994) realizaram um estudo para avaliação clínica da adaptação marginal de facetas de porcelana (Chameleon, Myron International Inc.). Nove pacientes, de 18 a 24 anos, receberam pelo menos 4 facetas em dentes vitais adjacentes. O preparo dental consistiu no desgaste vestibular de 0,5 mm sem recobrimento do bordo incisal. As avaliações foram realizadas clinicamente e por microscopia eletrônica de varredura das réplicas em resina epóxica dos dentes facetados no início do estudo (n = 64 facetas), uma a duas semanas após a cimentação, e após 6 meses (n = 56 facetas) e 12 meses (n = 49 facetas). De acordo com os resultados, não foram observadas diferenças significativas na adaptação marginal entre os períodos avaliados. Além disso, clinicamente, não foram observadas descolorações marginais após 12 meses. Concluiu-se que, mesmo em condições favoráveis, houve dificuldade na obtenção de uma adaptação ideal das facetas de porcelana, tanto no terço gengival, quanto no terço incisal.

Devido à controvérsia existente em relação ao recobrimento ou não do bordo incisal nos preparos dentais para facetas de porcelana, Nordbo; Rygh-Thoresen; Henaug (1994) avaliaram o desempenho clínico de 135 facetas de porcelana feldspática (Ceramco Inc.), sem redução incisal, em um período de três anos. O desgaste da superfície vestibular foi de 0,3 a 0,5 mm de espessura. Em cada ano após a cimentação das restaurações os pacientes foram examinados clinicamente e fotografias intra-orais foram obtidas. Os critérios avaliados foram: adesão, fratura, desgaste, integridade marginal, sobrecontorno e estabilidade de cor. Após três anos, todas as facetas estavam retidas. Ocorreram sete fraturas no bordo incisal. Destas, cinco foram corrigidas por reparo com resina composta ou através do polimento da restauração. Duas facetas foram substituídas em função da extensão da fratura. O desgaste incisal foi observado em três casos, e o sobrecontorno, atribuído à falta de desgaste da superfície vestibular, em dois casos. O manchamento do cimento ao redor das restaurações foi insignificante e não foram registradas alterações de cor. Concluiu-se que as restaurações com facetas de porcelana sem o recobrimento do bordo incisal foram conservadoras, previsíveis e bem sucedidas.

Strassler e Weiner (1995) avaliaram o desempenho clínico de 115 facetas de porcelana (Cerinate, Den-Mat). As restaurações foram colocadas em 21 pacientes com descoloração e mau posicionamento dental (dentes anteriores, superiores e inferiores, e pré-molares). As avaliações clínicas e o registro fotográfico foram realizados uma a duas semanas após a cimentação, anualmente nos três primeiros anos, e a última após 7 a 10 anos. Foi utilizado o critério USPHS modificado para

registro da cor, adaptação marginal e descoloração marginal. De acordo com os resultados da última avaliação clínica, observou-se que a estabilidade de cor foi registrada em 100% das restaurações. Em relação à adaptação marginal, 101 (88%) facetas não apresentaram evidência visível de fendas ao longo da margem da restauração (alfa), 6 (5%) apresentaram evidência visível de fendas porém sem exposição da dentina (bravo), e em 8 (7%) facetas observou-se fratura marginal da restauração (delta). Para a descoloração marginal, 99 (86%) facetas não apresentaram evidência clínica de descoloração marginal (alfa), e 16 (14%) apresentaram descoloração na junção dente-restauração (bravo). A retenção foi observada em 100% das restaurações no final do período avaliado, embora tenha sido necessária a substituição de 8 (7%) facetas por fratura da porcelana. Concluiu-se que o sistema de facetas de porcelana avaliado apresentou um elevado índice de sucesso após 7 a 10 anos.

Meijering et al. (1997) avaliaram o grau de satisfação de pacientes e os fatores que potencialmente influenciaram na satisfação em relação à estética de três tipos de facetas: faceta direta de resina composta (Silux Plus, 3M), faceta indireta de resina composta (Dentacolor, Hereaus Kulser), e faceta de porcelana (Flexo-ceram, Elephant Ceramics). Foram confeccionadas 180 restaurações em 112 pacientes, distribuídas nos três tipos de material e em dois tipos de preparo dental (com e sem redução incisal). As facetas foram confeccionadas por sete dentistas, em incisivos centrais e laterais superiores, em função de problemas de alteração de cor (62%), posicionamento inadequado (24%) e alteração de forma (14%). A satisfação do paciente foi registrada em um questionário aplicado um mês, um ano e dois anos após a colocação das restaurações. No início do estudo, 76% dos pacientes estavam satisfeitos com o resultado estético final da restauração, valor este que se manteve na avaliação após dois anos (78%). A variável “tipo de faceta” foi o único fator a influenciar na satisfação do paciente, sendo observados melhores resultados para as facetas de porcelana, com 93% de satisfação versus 67% de satisfação para as facetas diretas de resina composta ( $p < 0,05$ ). Os demais fatores avaliados como operador, tipo de dente, tipo de preparo dental, causa do tratamento, tempo de existência do problema, sexo, idade, problemas relacionados aos procedimentos e falhas, não influenciaram de forma significativa na satisfação dos pacientes.

Shaini; Shortall; Marquis (1997) avaliaram o desempenho clínico de 372 facetas de porcelana (Vitadur N, Vita Zahnfabrik) por um período de seis anos e meio. A maioria dos dentes ( $n = 321 / 86\%$  dos

casos) não recebeu qualquer tipo de desgaste dental. Nos demais dentes (n=51), o preparo dental foi mínimo com redução do esmalte vestibular e, ocasionalmente, do esmalte proximal. As facetas foram confeccionadas por vários operadores, com diferentes graus de experiência na execução do procedimento. Para a cimentação, a porcelana recebeu tratamento com jato de óxido de alumínio (partículas de 50 µm) e aplicação do silano e adesivo fotopolimerizados por 1 minuto. Após a prova da peça, foi aplicado ácido fosfórico a 37%, com a finalidade de limpar a superfície de união da faceta de uma possível contaminação por saliva. O modo de preparo do dente para a cimentação não foi descrito no trabalho. Uma resina composta micro-particulada fotopolimerizável foi utilizada para a cimentação. Os resultados demonstraram uma elevada taxa de falhas e problemas nas facetas cimentadas sobre restaurações prévias e em facetas cimentadas por operadores inexperientes. De acordo com os resultados, 69,3% das restaurações falharam por fratura, falta de retenção, ou insatisfação do paciente, precisando ser substituídas, enquanto 17,5% apresentaram pequenos problemas, solucionados por reparo (polimento ou restauração com resina composta). Estes resultados demonstraram que o alto índice de falhas e o aumento no desenvolvimento dos problemas foram observados nas restaurações executadas por operadores inexperientes e em restaurações confeccionadas sobre restaurações já existentes.

Fradeani (1998) avaliou 83 facetas cerâmicas IPS Empress ao longo de seis anos. O procedimento restaurador foi realizado no período de janeiro de 1991 a dezembro de 1996, no consultório particular do autor. A avaliação final se procedeu em maio e junho de 1997. O desgaste dental na região cervical foi de 0,3 mm de espessura e, na região incisal, de 1 mm. Nas situações onde houve necessidade de aumentar a superfície total do esmalte, o preparo foi levemente estendido para a superfície palatal/lingual com término em chanfro. Cor, descoloração marginal, cárie secundária, contorno, e integridade marginal foram avaliadas, utilizando-se o critério USPHS no início do estudo (uma semana após a cimentação) e nas consultas subseqüentes (a cada seis meses no primeiro ano e, depois deste período, avaliação anual). De acordo com os critérios analisados, observou-se que 98,8% (n = 82) das restaurações não apresentaram alteração de cor, 92,8% (n = 77) não apresentaram evidência visual de descoloração marginal, em nenhuma houve cárie secundária (n = 83), em 94% (n = 79) não houve alteração no contorno e 97,6% (n = 81) apresentaram integridade marginal. Do total de 83 facetas de porcelana apenas uma restauração fraturou necessitando ser substituída após 5 anos. Sendo assim, a taxa de

sucesso foi de 98,8%. De acordo com o autor, mais estudos clínicos são necessários para confirmar os resultados em longo prazo.

Friedman (1998) avaliou 3.500 facetas de porcelana e classificou os principais tipos de falhas observados no período de 15 anos. As falhas ocorreram em 245 restaurações (7%) e foram definidas como qualquer restauração com necessidade de modificação, reparo, ou substituição, resultante de fratura, perda de retenção ou microinfiltração. Dentre estas, a mais prevalente foi a fratura, observada em 67% das restaurações, seguida pela microinfiltração (22%) e perda de retenção (11%). Nas situações clínicas onde o substrato dental de união era restrito ao esmalte, tanto a microinfiltração quanto a perda de retenção apresentaram uma frequência muito baixa, quando comparadas à fratura. Quando o substrato de união era exclusivo à dentina, a incidência de microinfiltração e perda de retenção aumentaram consideravelmente, ultrapassando as taxas de fratura.

Kihn e Barnes (1998) avaliaram a longevidade clínica de 53 facetas de porcelana (Ceramco Colorlogic, Ceramco Inc.) após dois anos. Os dentes foram preparados por um único operador, com desgaste vestibular de 0,5 a 0,75 mm no terço incisal e 0,25 mm no terço cervical. Quando necessário, por motivos estéticos ou oclusais, houve redução de 1,5 mm do bordo incisal. As restaurações foram avaliadas por dois operadores segundo o critério modificado de Ryge (cor, adaptação marginal, descoloração marginal, cárie secundária, sensibilidade pós-operatória). Não houve relato de sensibilidade pós-operatória. Após dois anos, não foram observadas alterações de cor das restaurações, 2% (n=1) apresentaram descoloração marginal leve, e 15% (n=8) apresentaram fenda marginal visível. Não foram observadas diferenças significativas em nenhuma das categorias avaliadas quando comparadas pelos diferentes períodos (avaliação inicial e após um e dois anos). As facetas de porcelana apresentaram-se aceitáveis dois anos após a cimentação.

Meijering et al. (1998) avaliaram, por um período de 2 anos e meio, o desempenho clínico de três tipos de facetas: faceta direta de resina composta (Silix Plus, 3M), faceta indireta de resina composta (Dentacolor, Kulzer) e faceta de porcelana (Flexo-ceram, Elephant Ceramics, Hoorn, The Netherlands). O objetivo deste estudo foi investigar a relação da sobrevida destas restaurações com o tipo de faceta, o tipo de preparo dental, o operador e a vitalidade do dente. O preparo dos dentes variou em relação à redução ou não do bordo incisal. Para as facetas de porcelana (n=56), 24 dentes foram preparados com redução em torno de 1,5 mm do bordo incisal, e 32 dentes foram

preparados sem redução incisal. De acordo com os resultados, não foi observada influência do tipo de preparo e do operador na sobrevida das restaurações. As facetas cimentadas em dentes vitais apresentaram uma sobrevida significativamente melhor quando comparadas às facetas cimentadas em dentes não-vitais. O tipo de faceta também influenciou no desempenho das restaurações com os melhores resultados observados para as facetas de porcelana. Nenhuma falha absoluta, ou seja, necessidade de substituição da restauração em função de fratura ou perda de retenção, foi registrada para as facetas de porcelana, e apenas 5% (n=3) das facetas de porcelana precisaram de reparo (falha relativa).

Peumans et al. (1998) avaliaram o desempenho clínico de 87 facetas de porcelana após 5 a 6 anos. Os critérios de exclusão utilizados foram: menos de 50% da superfície em esmalte e pacientes com higiene bucal inadequada ou oclusão desfavorável. As restaurações foram confeccionadas por um único operador seguindo um protocolo clínico padronizado. O desgaste dental variou entre 0,3 a 0,7 mm em espessura, dependendo do posicionamento e grau de descoloração dental. O término cervical foi em chanfro, geralmente no nível da margem gengival. O bordo incisal foi reduzido em torno de 1 a 2 mm, com a presença de um ombro na palatal, com uma distância de 2 a 3 mm. As facetas foram confeccionadas em porcelana feldspática (GC Cosmotech Porcelain, GC), sobre um troquel refratário, pelo mesmo técnico de laboratório. Fotos coloridas foram obtidas no pré-operatório, após o preparo dental e após a cimentação das facetas. Todas as restaurações apresentaram excelente resultado estético e perfeita adaptação marginal no início do estudo. Os critérios avaliados foram: estética, integridade marginal, retenção, cárie secundária, vitalidade dental, fratura e satisfação do paciente. Para avaliação da adaptação marginal, os dentes foram moldados com silicone de adição (President Light Body, Coltène). Réplicas em resina epóxica foram obtidas para análise em microscopia eletrônica de varredura, embora medições na interface dente-restauração não tenham sido realizadas. Todos os resultados foram distribuídos na seguinte escala: perfeito, clinicamente aceitável e clinicamente inaceitável. No período avaliado, 93% das restaurações permaneceram satisfatórias sem nenhum tipo de intervenção. Os 7% remanescentes se apresentaram com deficiências clinicamente inaceitáveis, como cárie secundária (2,3%), fratura da porcelana (1,2%), descoloração marginal severa (1,2%) e reação pulpar (2,3%). Uma leve descoloração marginal superficial foi observada em 25 % das facetas de porcelana. Somente 14% das restaurações apresentaram excelente desempenho clínico, em função do baixo percentual de restaurações com

adaptação marginal perfeita ao longo de todo o contorno da faceta. Concluiu-se que as facetas de porcelana são um procedimento seguro e efetivo para o tratamento conservador de dentes anteriores com alterações de cor, má formação e problemas no posicionamento.

Aristidis e Dimitra (2002) avaliaram 186 facetas de porcelana após cinco anos. Os dentes a serem tratados deveriam apresentar descoloração intrínseca leve a moderada ou defeitos na superfície do esmalte. Pacientes com manchamento mínimo ou com sinais de força incisiva excessiva foram excluídos do estudo. As restaurações foram executadas por um único operador seguindo um mesmo protocolo clínico. O desgaste vestibular foi de 0,3 a 0,5 mm de espessura, com uma redução incisal de 0,5 mm. O término do preparo foi em chanfro com a margem no nível gengival. As facetas foram fabricadas em porcelana feldspática (Ceramco) com espessura de 0,5 a 1,0 mm. Os critérios avaliados foram: estética, integridade marginal, descoloração marginal, taxa de fratura e satisfação do paciente, e foram classificados como perfeito, clinicamente aceitável ou clinicamente inaceitável. Fotografias intra-orais foram obtidas. Após cinco anos, todas as restaurações estavam retidas. Duas facetas apresentaram fratura marginal passível de reparo com resina composta, e uma faceta precisou ser substituída em função da extensão da fratura. Duas facetas apresentaram descoloração marginal como conseqüência do manchamento do cimento, e apenas uma restauração apresentou adaptação marginal inaceitável. Os parâmetros de estética foram classificados com perfeitos para todas as restaurações no período avaliado. De 61 pacientes, 5 relataram que o resultado estético era aceitável mas não estavam completamente satisfeitos. Sendo assim, 98,4% das facetas de porcelana apresentaram-se clinicamente satisfatórias após cinco anos.

Em continuidade à avaliação clínica realizada nas 87 facetas de porcelana feldspática no estudo de 1998 (PEUMANS et al., 1998), Peumans et al. (2004) reavaliaram 93% (n=81) destas restaurações após dez anos. As facetas mantiveram a aparência estética (cor e lisura de superfície) após dez anos. Nenhuma das restaurações foi perdida neste período. A porcentagem de restaurações clinicamente aceitáveis sem a necessidade de intervenção reduziu de forma significativa, de 92% aos cinco anos para 64% aos dez anos. A fratura da porcelana (11%) e defeitos marginais amplos (20%) foram as principais causas de falhas. O defeito marginal ocorreu especialmente nos locais onde o término da faceta estava posicionado sobre restaurações de resina composta. Nestes locais vulneráveis, foram observadas descoloração marginal severa

(19%) e cárie secundária (10%). A maioria das facetas que se enquadraram como clinicamente inaceitáveis foi reparada (28%). Apenas 4% das restaurações precisaram ser substituídas após 10 anos. Concluiu-se que o número de falhas irreparáveis foi baixo após o período de 10 anos, e que fatores como oclusão, forma do preparo, presença de restaurações de resina composta e o adesivo utilizado são variáveis que contribuem para o desempenho clínico das facetas de porcelana em longo prazo.

Smales e Etemadi (2004) avaliaram 110 facetas de porcelana feldspática (Mirage, Chameleon) com (n=46) e sem (n=64) redução incisal. Os preparos dentais, sempre que possível, ficaram confinados ao esmalte, embora pequenas exposições de dentina tenham ocorrido com frequência, especialmente na região cervical. A redução incisal foi realizada de acordo com a necessidade clínica para aumento do bordo incisal e/ou por finalidade estética, com o menor desgaste possível. As facetas foram reavaliadas por até sete anos. Nove facetas falharam (8%); seis por fratura da porcelana (todas do grupo sem redução incisal), duas por perda de retenção (1 para cada grupo) e uma por erro na cor da faceta (grupo sem redução incisal). A taxa de sobrevivência estimada foi de 95,8% para as facetas com recobrimento do bordo incisal e de 85,5% para as facetas sem recobrimento do bordo incisal, entretanto, não houve diferença estatística entre estes resultados.

Chen et al. (2005) avaliaram 546 dentes manchados por tetraciclina tratados com facetas de porcelana após 0,5; 1,5 e 2,5 anos. O desgaste vestibular foi de aproximadamente 0,75 mm no terço incisal, reduzindo gradualmente para 0,25 mm na região cervical. As facetas foram confeccionadas pelo sistema Cerinate (Den-Mat). Adaptação marginal, descoloração marginal, cárie secundária, sensibilidade pós-operatória e satisfação do paciente em relação à cor da restauração foram os critérios avaliados, classificados em Alfa, Bravo, Charlie e Delta, segundo o critério modificado de Ryge. Quinhentas e vinte restaurações (95%) foram avaliadas após 0,5 ano, 350 (90%) após 1,5 ano, e 176 (80%) após 2,5 anos. Embora tenha ocorrido uma redução no número de restaurações avaliadas, este número continuou sendo representativo do tratamento realizado. Nos primeiros seis meses, apenas 4 facetas, ou menos de 1 % das restaurações, precisaram ser novamente cimentadas. Sensibilidade pós-operatória foi observada em 20% dos pacientes nas duas primeiras semanas, desaparecendo completamente em todos os casos. Após 2,5 anos, foi observado que 15% das restaurações avaliadas apresentaram defeito marginal visível, 5% descoloração marginal leve e 10% com presença de gengivite ou

cálculo. Cárie secundária e sensibilidade pós-operatória estavam ausentes em 100% dos casos, e todos os pacientes estavam satisfeitos com a cor da restauração. Conclui-se que as facetas de porcelana confeccionadas através do sistema Cerinate são uma escolha confiável e satisfatória para se restaurar esteticamente dentes manchados por tetraciclina.

Fradeani, Redemagni e Corrado (2005) avaliaram 182 facetas de porcelana em um período de 12 anos. As restaurações foram confeccionadas pela técnica da cerâmica injetada (n=143, Empress, Ivoclar Vivadent) e pela técnica do modelo refratário (n=39, Porcelana Feldspática, Vitadur Alpha, Vita). A espessura do preparo vestibular variou entre 0,3 a 0,6 mm no terço incisal e entre 0,8 a 1,0 mm no terço incisal. A redução incisal foi de 2,0 mm. Estabilidade de cor, superfície da porcelana, descoloração marginal e integridade marginal foram avaliadas de acordo com o critério modificado de Ryge. A durabilidade da restauração foi definida como o período entre a cimentação da restauração até a presença de uma falha irreparável (fratura da porcelana e/ou perda parcial da restauração com exposição da superfície dental e/ou prejuízo na qualidade estética ou na função). A descoloração marginal superficial foi observada em 13,56% das restaurações, sendo este o critério que registrou a menor proporção de facetas na categoria A (ausência de descoloração marginal). De acordo com os resultados, 94,4% apresentaram-se satisfatórias após o período de 12 anos.

Wiedhahn, Kerschbaum e Fasbinder (2005) avaliaram 617 facetas de porcelana confeccionadas pelo sistema CEREC CAD/CAM. Um único operador confeccionou 715 facetas em 307 pacientes no período entre dezembro de 1989 e dezembro de 1997. Foram utilizados os sistemas CEREC 1 e CEREC 2 em conjunto com os blocos cerâmicos VITA Mark II (maioria) e Ivoclar ProCad. Duzentos e sessenta pacientes com 617 facetas foram reavaliados. Quarenta e sete pacientes com 98 restaurações (13,7%) não estavam disponíveis na reavaliação. Quatorze restaurações foram perdidas. A taxa de sucesso foi de 94% após 9 anos de avaliação. Concluiu-se que as facetas confeccionadas pelo sistema CEREC apresentaram resultado clínico em longo prazo semelhante aos resultados reportados nos estudos realizados com facetas de porcelana confeccionadas em laboratório.

Layton e Walton (2007) avaliaram 304 facetas de porcelana feldspática confeccionadas pela técnica do modelo refratário (Duceram, Mirage) em um período de 16 anos. Todas as etapas para confecção das restaurações foram realizadas pelo mesmo operador. O preparo dental apresentou desgaste vestibular de 0,5 a 0,7 mm, presença de 80% da

superfície em esmalte, redução incisal de 1 a 2 mm com degrau palatal, e término das margens em chanfro. Os resultados foram apresentados em porcentagem em relação às taxas de sucesso, reparo e falhas (necessidade de substituição). Nos primeiros seis anos, 300 facetas foram avaliadas, observando-se sucesso clínico em 96,3% das restaurações (n=293) e taxa de falhas de 2,3% (n=7). No período entre 5 a 11 anos, 155 facetas foram avaliadas, com taxa de sucesso clínico foi de 79,5% (n=143) e taxa de falhas de 5% (n=9). Entre 10 a 16 anos, apenas 46 facetas foram avaliadas, com a taxa de sucesso igual a 59% (n=36) e taxa de falhas de 16,4% (n=10). A diminuição na taxa de sucesso foi atribuída à redução no número de facetas avaliadas. Dezesesseis restaurações, em 14 pacientes, falharam nos períodos entre o primeiro e o segundo ano, e entre 13 a 14 anos. As falhas foram associadas à estética (31%), complicações mecânicas (31%), suporte periodontal (12,5%), perda de retenção com frequência maior que duas vezes (12,5%), cárie (6%) e fratura dental (6%). Concluiu-se que as facetas de porcelana feldspática, quando cimentadas ao substrato esmalte, apresentam um resultado favorável em longo prazo, com uma reduzida taxa de falhas.

Burke e Lucarotti (2009) realizaram um estudo retrospectivo com o objetivo de avaliar os fatores associados com a necessidade de re-intervenção nos dentes restaurados com facetas de porcelana. Através da análise dos prontuários de janeiro de 1991 a março de 2002, para cada dente tratado foi registrado o período de cimentação da restauração e o período onde houve ou não a necessidade de intervenção. No total, foram analisadas 2562 facetas de porcelana. Observou-se que 53% das restaurações não necessitaram de intervenção após 10 anos da sua colocação. A sobrevida das facetas de porcelana não teve relação com a posição do dente restaurado, nem tampouco com o sexo, a idade e o tempo de formação do dentista. Nos pacientes do sexo masculino, e com 60 anos ou mais, o tempo de sobrevida das restaurações foi menor. A troca de dentista também influenciou no período de intervenção, sendo maior quando o paciente continuou o tratamento com o mesmo profissional. Os pacientes com maior frequência de atendimento odontológico apresentaram menor tempo na intervenção das restaurações. Sendo assim, embora fatores relacionados ao dentista não tenham influenciado na intervenção de facetas de porcelana, uma variedade de fatores relacionados ao paciente demonstraram influenciar na sobrevida destas restaurações.

**Tabela 1** – Relação dos estudos clínicos com facetas cerâmicas avaliadas no período de 1 ano a 2,5 anos.

| <b>Autores, ano</b>  | <b>Tipo de Cerâmica</b>  | <b>n*</b> | <b>Crítérios Avaliados</b>   | <b>Período Avaliação</b> | <b>Resultados</b>   |
|----------------------|--------------------------|-----------|--|--------------------------|---|
| Coyne, Wilson 1994   | Feldspática, Chameleon   | 64        | Adaptação marginal   | 1 ano                    | Sem diferença nos períodos avaliados (1-2 semanas, 6 e 12 meses)  |
| Rucker et al 1990    | Feldspática, Vitadur     | 44        | Cor, integridade marginal, durabilidade, resposta gengival, aceitação paciente                                   | 2 anos                   | Ausência de falhas no período avaliado  |
| Griswold et al 1991  | Feldspática, Cerinate    | 127       | Fratura da porcelana, saúde periodontal, estabilidade de cor   | 2 anos                   | 3,9% (n=5) das restaurações foram substituídas por fratura da porcelana   |
| Meijering et al 1997 | Feldspática, Flexo ceram | 61        | Satisfação do paciente em relação à estética   | 2 anos                   | 93% de satisfação   |
| Kihn, Barnes 1998    | Feldspática, Ceramco     | 53        | cor, adaptação e descoloração marginal, cárie secundária, sensibilidade pós-operatória                           | 2 anos                   | 2% (n=1) descoloração marginal leve e 15% (n=8) fenda marginal visível.   |
| Meijering et al 1998 | Feldspática, Flexo ceram | 56        | Falhas absolutas: substituição<br>Falhas relativas: reparo   | 2,5 anos                 | Ausência de falha absoluta e 5% (n=3) com necessidade de reparo.  |
| Chen et al 2005      | Feldspática, Cerinate    | 520       | Adaptação e descoloração marginal, cárie secundária, sensibilidade pós-operatória e satisfação do paciente (cor) | 2,5 anos                 | 15% defeito marginal visível, 5% descoloração marginal leve, 10% gengivite, ausência cárie secundária e sensibilidade, 100% de satisfação |

n\* = número de facetas avaliadas

**Tabela 2** – Relação dos estudos clínicos com facetas cerâmicas avaliadas no período de 2 a 7 anos.

| <b>Autores, ano</b>     | <b>Tipo de Cerâmica</b> | <b>n*</b> | <b>Crítérios Avaliados</b>  | <b>Período Avaliação</b>                    | <b>Resultados</b>  |
|-------------------------|-------------------------|-----------|---|---|--|
| Calamia 1989            | Não relatado            | 115       | Cor, descoloração e integridade marginal, saúde periodontal, cárie, retenção, fratura | Grupo I: até 3 anos<br>Grupo II: até 2 anos | Ausência alterações de cor, cárie e problema periodontal - Fratura GII: 4,1% - Descoloração marginal: GI 18,6% após 3 anos e GII 15% após 2 anos - Discrepância marginal: GI 6,9% após 3 anos e GII 5,8% após 2 anos |
| Nordbo et al 1994       | Feldspática, Ceramco    | 135       | Retenção, fratura, desgaste, cor, integridade marginal, sobrecontorno                 | 3 anos                                      | 100% retenção; 5,2% fratura (n=7) 1,5% substituídas (n=2); 1,5% sobrecontorno (n=2)  |
| Aristidis, Dimitra 2002 | Feldspática, Ceramco    | 186       | Estética, integridade marginal, fratura e satisfação                                  | 5 anos                                      | 98,4% clinicamente satisfatórias.  |
| Peumans et al 1998      | Feldspática, GC         | 87        | Estética, adaptação e descoloração marginal, cárie secundária, vitalidade, fratura    | 6 anos                                      | 93% satisfatórias e 7% substituição  |
| Fradeani 1998           | IPS Empress, Ivoclar    | 83        | Cor, descoloração e integridade marginal, cárie, contorno                             | 6 anos                                      | Taxa de sucesso = 98,8%.   |
| Shaini et al 1997       | Feldspática, Vitadur    | 372       | Retenção, estética, saúde gengival, fratura   | 6,5 anos                                    | 69,3% substituídas e 17,5% reparadas (procedimento de cimentação inadequado??)   |
| Smales, Etemadi 2004    | Feldspática, Chameleon  | 110       | Fratura, perda de retenção e cor  | Até 7 anos                                  | Taxa de sucesso: 95,8% com redução incisal e 85,5% sem redução (sem diferença entre grupos)  |

n\* = número de facetas avaliadas

**Tabela 3** – Relação dos estudos clínicos com facetas cerâmicas avaliadas no período de 9 a 16 anos.

| <b>Autores, ano</b>    | <b>Tipo de Cerâmica</b>    | <b>n*</b> | <b>Crítérios Avaliados</b>   | <b>Período Avaliação</b> | <b>Resultados</b>   |
|------------------------|----------------------------|-----------|--|--------------------------|---|
| Wiedhahn et al 2005    | CEREC 1<br>CEREC 2         | 617       | Taxa de sucesso  | 9 anos                   | Taxa de sucesso = 94%   |
| Strassler, Weiner 1995 | Feldspática,<br>Cerinate   | 115       | Cor, adaptação e descoloração marginal, retenção                                   | 10 anos                  | 100% estabilidade de cor; 7% substituição por fratura da porcelana (n = 8); 14% descoloração marginal (n=16); 12% falha na adaptação marginal (n=14)                |
| Peumans et al 2004     | Feldspática,<br>GC         | 81        | Estética, adaptação e descoloração marginal, cárie secundária, vitalidade, fratura | 10 anos                  | 64% sem necessidade de reparo, 28% reparadas e 4% substituídas: 11% fratura porcelana, 20% defeitos marginais, 19% descoloração marginal, 10% cárie secundária.     |
| Burke, Lucarotti 2009  | Não relatado               | 2562      | Necessidade de intervenção   | 10 anos                  | 53% das restaurações não necessitaram de intervenção  |
| Fradeani et al 2005    | Empress,<br>e Feldspática, | 182       | Cor, descoloração e integridade marginal   | 12 anos                  | Taxa de sucesso = 94,4%   |
| Friedman 1998          | Não relatado               | 3500      | Fratura, retenção e microinfiltração   | 15 anos                  | 7% (n=245) falhas: 67% fratura, 22% microinfiltração, 11% perda de retenção.  |
| Layton e Walton 2007   | Feldspática,<br>Duceram    | 304       | Estética, saúde periodontal, fratura, retenção, cárie                              | 16 anos                  | 16 facetas falharam no período de 16 anos: 6% fratura dental, 6% cárie, 12,5% perda de retenção, 12,5% problema periodontal, 31% estética, 31% problemas mecânicos. |

n\* = número de facetas avaliadas

## 2.2 FACETAS CERÂMICAS: ESTUDOS *IN VITRO*

### 2.2.1 Adaptação e microinfiltração

O resultado da adaptação marginal e/ou interna das facetas cerâmicas em estudos laboratoriais está disponível na Tabela 4 (página 39).

Harasani; Isidor; Kaaber (1991) compararam a adaptação marginal e a microinfiltração em facetas de porcelana e facetas de resina composta indireta. Dez terceiros molares extraídos foram preparados e distribuídos em dois grupos ( $n = 5$  dentes/grupo): grupo I – faceta de resina composta indireta (Dentacolor, Kulser & Co.); grupo II – faceta de porcelana (técnica do modelo refratário, Vita Zahnfabrik). O preparo dental foi realizado na superfície vestibular ou palatal, com término em chanfro, e desgastes de 0,5 mm na região cervical e 1,0 mm na região oclusal. Todas as facetas foram cimentadas de forma padronizada e submetidas aos procedimentos de acabamento e polimento após a cimentação. Uma semana após o armazenamento em ambiente úmido, os dentes foram imersos em solução de fuccina básica por 24 horas e seccionados no sentido longitudinal e no sentido horizontal, totalizando 6 secções por dente com espessura final de 150  $\mu\text{m}$ . As amostras foram analisadas em microscópio óptico, com aumento de 100 vezes, para avaliação da microinfiltração, discrepância marginal absoluta e espessura do cimento. A discrepância marginal variou entre  $143 \pm 15 \mu\text{m}$  a  $195 \pm 31 \mu\text{m}$  para o grupo I (faceta de resina composta indireta) e entre  $88 \pm 16 \mu\text{m}$  a  $193 \pm 44 \mu\text{m}$  para o grupo II (faceta de porcelana). Na margem cervical, foi observada uma discrepância marginal significativamente maior para o grupo I. A espessura do cimento variou entre  $50 \pm 9$  e  $110 \pm 15 \mu\text{m}$  nos dois grupos. Embora os valores tenham variado conforme a posição, uma diferença significativa foi observada apenas para as facetas de porcelana entre as superfícies oclusal (110  $\mu\text{m}$ ) e cervical (50  $\mu\text{m}$ ). A microinfiltração foi observada em apenas 8 das 28 secções do grupo I e em apenas 2 das 25 secções do grupo II. Em função do baixo número de amostras com microinfiltração, não foi possível submeter os dados à análise estatística. Observou-se uma quantidade considerável de excessos do agente cimentante em ambos os grupos, mais pronunciado no grupo das facetas de resina composta indireta.

Sorensen et al. (1992) avaliaram a adaptação marginal e microinfiltração de facetas de porcelana confeccionadas por duas técnicas – lâmina de platina e modelo refratário. Vinte incisivos centrais superiores extraídos foram padronizados aos pares em relação ao

tamanho e quantidade de esmalte dental e distribuídos em 2 grupos: grupo 1, técnica da lâmina de platina com espessura de 0,025 mm (Jelenko, Armonk) e porcelana Ceramco II (Johnson e Johnson, East Windsor); grupo 2, técnica do modelo refratário utilizando o material Hi-Ceram e a porcelana Vitadur-N (Vita, Bad Sackingen). Os dentes foram preparados com um desgaste uniforme de 0,5 mm, com margens em esmalte. Dois técnicos de laboratório confeccionaram 10 facetas de cada método, conforme a habilidade de cada um. Os dentes e as facetas receberam os procedimentos adesivos prévios à cimentação, conforme protocolo estabelecido. Após a cimentação, as margens receberam acabamento e polimento. Os dentes restaurados foram armazenados em água destilada a 37°C por 21 dias, termociclados 1000 vezes (5°C – 50°C), armazenados em nitrato de prata por 45 minutos, embebidos em resina epóxica, seccionados nos sentidos vestibulo-lingual (centro do dente) e méσιο-distal (linha do ângulo gengivo-proximal), e avaliados em microscópio óptico com um aumento de 250 vezes. Não houve diferença entre os grupos em relação à microinfiltração. Observou-se que a discrepância marginal vertical foi significativamente menor para as facetas confeccionadas pela técnica da lâmina de platina ( $187 \pm 148 \mu\text{m}$ ) quando comparadas às facetas confeccionadas pela técnica do modelo refratário ( $292 \pm 260 \mu\text{m}$ ). Um sobrecontorno das restaurações foi observado para ambas as técnicas, sendo este significativamente menor nas margens palatal e gengivo-proximal das facetas confeccionadas pelo modelo refratário.

Wall; Reisbick; Espeleta (1992) mediram a espessura de película do cimento sobre facetas de porcelana (Omptec VP, Jeneric Gold Co.) confeccionadas pela técnica da lâmina de platina, com um interesse especial em avaliar *gaps* marginais onde a lâmina apresentava mais de uma camada (lingual do bordo incisal e nos ângulos próximo-incisais). As facetas foram cimentadas em nove incisivos centrais inferiores extraídos, preparados de forma padronizada com desgaste vestibular de 0,7 mm e com redução incisal. Após a cimentação, as amostras foram incluídas em resina epóxica e seccionadas na região central no sentido vestibulo-lingual. A espessura de película do cimento foi medida em seis locais pré-determinados, com três medições em cada local. Houve uma diferença significativa entre a espessura de película na margem lingual ( $132 \pm 88 \mu\text{m}$ ) e os quatro pontos de medições na área interna ( $56 \pm 23 \mu\text{m}$ ;  $48 \pm 16 \mu\text{m}$ ;  $82 \pm 34 \mu\text{m}$ ;  $73 \pm 37 \mu\text{m}$ ). Esta diferença não foi observada em relação à espessura de película na margem cervical ( $79 \pm 31 \mu\text{m}$ ). Concluiu-se que onde a lâmina de platina é dobrada, apresentando, desta forma, mais de uma camada,

ocorre um aumento significativo da discrepância marginal nas facetas de porcelana confeccionadas por este método.

Lim e Ironside (1997) compararam a adaptação marginal de facetas de porcelana confeccionadas pela técnica do modelo refratário e pelo sistema Dicor – técnica da cera perdida (Dentsply International, York), e avaliaram o efeito do uso do jateamento para remoção do material de revestimento no processo de confecção destas facetas. Os dentes foram preparados com desgaste uniforme de 0,5 mm e sem redução incisal. Dois grupos de facetas de porcelana foram obtidos para cada método de confecção: um grupo não utilizou o jateamento e outro grupo utilizou. O jateamento foi realizado durante 1 minuto com contas de vidro de 25  $\mu\text{m}$ , pressão de 1,5 bar e distância de 3 cm da margem da faceta. A adaptação marginal foi determinada através da medição da discrepância marginal vertical das facetas. Para isso, as amostras foram cimentadas sobre os modelos e seccionadas no sentido mésio-distal e incisivo-gengival. A avaliação foi feita com o auxílio de um estereó microscópio. Os resultados mostraram que a média da discrepância marginal vertical das facetas confeccionadas pela técnica do modelo refratário com jateamento foi  $114,4 \pm 43,2 \mu\text{m}$  e sem jateamento foi  $96,1 \pm 42,3 \mu\text{m}$ . A média da discrepância vertical para as facetas confeccionadas pelo sistema Dicor foi de  $143,1 \pm 68,7 \mu\text{m}$  com jateamento e de  $95,6 \pm 45,6 \mu\text{m}$  para o grupo sem jateamento. As margens dos grupos jateados apresentaram-se fraturadas e arredondadas enquanto que para os grupos não jateados as margens apresentaram-se bem definidas e sem fraturas. Observou-se que o jateamento resultou em uma redução significativa na adaptação marginal das facetas confeccionadas pelo sistema Dicor, não havendo diferença significativa para as facetas confeccionadas pelo modelo refratário. Entretanto, segundo os autores, estes resultados não podem ser conclusivos, por se tratar de um estudo piloto com um tamanho de amostra reduzido.

Suh; Johnson; White (1997) compararam a adaptação interna, através da medição da espessura do cimento, de facetas de porcelana confeccionadas pelo sistema CEREC CAD-CAM e pela técnica laboratorial convencional (porcelana feldspática / lâmina de platina). Dez incisivos centrais superiores artificiais montados em um modelo (Columbia Dentoform) foram preparados, com redução vestibular uniforme de 0,5 mm, margens bem definidas com término em chanfro e 0,5 mm acima da junção cimento-esmalte. O contato proximal distal foi preservado e o contato mesial foi rompido com o objetivo de simular uma situação clínica de fechamento de diastema. Os dentes foram mantidos no modelo para os procedimentos de moldagem (método

convencional) e impressão óptica (sistema CEREC CAD-CAM). Para o método convencional, após a moldagem (Polivinil siloxano, Extrude, Sybron/Kerr) dos 10 dentes preparados, foram confeccionados os modelos de gesso. As facetas foram produzidas utilizando-se a lâmina de platina (1  $\mu\text{m}$ , Ney, Bloomfield) e porcelana feldspática (Ceramco, Burlington). Para o sistema CEREC CAD-CAM, após a impressão óptica, as facetas foram desenhadas com o auxílio do software CEREC inlay/onlay (Version 2.1, 1992, Siemens) e confeccionadas pela máquina utilizando blocos cerâmicos Dicor MGC, Dentsply. As facetas foram cimentadas sobre o dente preparado com a aplicação prévia de um isolante sobre o dente, com o objetivo de remover o conjunto facetamento para medição da adaptação interna, através da medição da espessura do cimento. As facetas com a camada de cimento aderida na restauração foram embebidas em resina epóxica e, uma semana após, as amostras foram seccionadas, com o auxílio de um disco diamantado (Buehler, Lake Bluff), em locais previamente determinados nos sentidos méso-distal e gengivo-incisal, dando origem a 8 pontos de medição. As medições foram realizadas com um medidor digital e com o auxílio de um microscópio com 500x de aumento. Demonstrou-se que, embora a espessura de película do cimento do sistema CEREC (110,4  $\mu\text{m}$ ) tenha sido significativamente maior em relação à espessura de película do cimento das facetas confeccionadas pelo método convencional (102,9  $\mu\text{m}$ ), a pequena diferença encontrada entre as médias (7,5  $\mu\text{m}$ ) não tem importância clínica.

Christgau et al. (1999) compararam a adaptação e integridade marginal de facetas de porcelana injetadas por vidro (IPS Empress, Ivoclar Vivadent) às restaurações de resina composta e ao esmalte dental utilizando 4 cimentos resinosos duais com diferentes viscosidades. Trinta e seis incisivos superiores extraídos foram inicialmente restaurados na superfície mesial e distal com resina composta (restaurações classe III). As margens do preparo para as facetas foram localizadas sobre as restaurações e sobre o esmalte dental remanescente. Os sistemas de cimentação utilizados foram: SonoCem, com sistema adesivo ESPE (ESPE); Variolink Ultra; Variolink alta-viscosidade; e Variolink baixa-viscosidade com sistema adesivo Syntac (Vivadent). As margens das facetas na região da restauração de resina composta e na região apical à restauração (interface cerâmica - cimento resinoso, interface cimento resinoso - restauração de resina composta, interface cimento resinoso - esmalte) foram avaliadas quantitativamente, antes e após serem submetidos à termociclagem (5000 ciclos, 5°C e 55°C) e à carga mecânica (500,000 ciclos; 1,6 Hz; 72,5 N). A análise foi feita nas

réplicas de resina epóxica em microscopia eletrônica de varredura e com um sistema de análise de imagens (Videonplan, Kontron). A microinfiltração também foi avaliada em todos os dentes através da penetração de corante (fuccina básica a 0,5%). Para todos os sistemas de cimentação, observou-se excelente adaptação marginal da faceta de porcelana à restauração de resina composta e ao esmalte dental. Não foi observada influência da interface e da viscosidade do cimento utilizado. Os valores máximos de penetração do corante demonstraram uma infiltração significativamente maior para as facetas cimentadas com o Variolink-Ultra quando comparada com o cimento SonoCem. Concluiu-se que a presença de restaurações de resina composta do tipo classe III não influenciou na adaptação marginal de facetas de porcelana independentemente da viscosidade do cimento dual utilizado.

Hekimoglu; Anil; Yalçin (2004) avaliaram as características de microinfiltração em facetas de porcelana com diferentes preparos do bordo incisal. Dois grupos de 20 incisivos centrais superiores extraídos foram utilizados para a confecção das facetas de porcelana pela técnica do modelo refratário (Ceramco). A margem cervical do preparo foi posicionada 1 mm acima da junção cimento-esmalte. No grupo 1, o término do bordo incisal foi do tipo “frente” - sem redução incisal. No grupo 2, o bordo incisal foi reduzido (0,5 mm) e um degrau palatal (0,5 mm) foi confeccionado. O desgaste vestibular foi de 0,3 mm no terço incisal e de 0,5 mm nos terços médio e incisal. Todas as facetas foram cimentadas com um cimento resinoso dual (3M Scotch Bond), de acordo com as recomendações do fabricante. As amostras foram mantidas em água destilada por 48 horas, termocicladas (5°C e 55°C) durante 4 horas, imersas em solução contendo o radioisótopo cálcio por dois dias, e incluídas em resina acrílica autopolimerizável para secção longitudinal. Cada amostra seccionada foi posicionada sobre filme radiográfico periapical por quatro dias para produção de auto-radiografias. A microinfiltração foi determinada em 3 regiões: incisal, cervical e em toda a interface, e foi classificada em escores: escore zero = ausência de penetração de isótopo, e escore 1 = penetração de isótopo. Não houve diferença entre os grupos na microinfiltração cervical. A microinfiltração incisal no grupo 2 foi significativamente maior do que no grupo 1. Concluiu-se que o preparo do tipo “frente” foi mais efetivo na prevenção da microinfiltração na margem incisal do que o preparo com redução incisal e degrau palatal.

**Tabela 4** – Resultado da adaptação marginal e/ou interna das facetas cerâmicas em estudos laboratoriais, em micrometros ( $\mu\text{m}$ ).

| <b>Autor, ano</b>    | <b>Método de Confecção</b>                        | <b>Discrepância Marginal</b>  | <b>Espessura interna</b>   |
|----------------------|---|---|--|
| Harasani et al. 1991 | modelo refratário                                 | cervical: $88 \pm 16$<br>proximal: $193 \pm 44$<br>oclusal: $185 \pm 18$        | cervical: $50 \pm 9$<br>proximal: $64 \pm 22$<br>oclusal: $110 \pm 15$         |
| Sorensen et al. 1992 | G1<br>lâmina de platina                           | G1 = $187 \pm 148$  | não avaliado   |
|                      | G2<br>modelo refratário                           | G2 = $292 \pm 260$  |  |
| Wall et al. 1992     | lâmina de platina                                 | lingual: $132 \pm 88$<br>cervical: $79 \pm 31$                                  | $56 \pm 23 \mu\text{m}$ ; $48 \pm 16$<br>$82 \pm 34 \mu\text{m}$ ; $73 \pm 37$ |
| Lim, Ironside 1997   | G1<br>modelo refratário                           | G1<br>sem jateamento:<br>$96,1 \pm 42,3$  | não avaliado   |
|                      | G2<br>Sistema Dicor                               | com jateamento:<br>$114,4 \pm 43,2$   |  |
|                      | com e sem jateamento para remoção do revestimento | G2<br>sem jateamento:<br>$95,6 \pm 45,6$<br>com jateamento:<br>$143,1 \pm 68,7$ |  |
| Suh et al. 1997      | CEREC<br>lâmina de platina                        | não avaliado  | CEREC: $110,4 \pm 4,1$<br>lâmina de platina:<br>$102,9 \pm 3,6$                |

## 2.2.2 Resistência de união

Usomez e Aykent (2003) avaliaram a resistência de união de facetas de porcelana (IPS Empress 2) à superfície dental após condicionamento ácido e irradiação com laser de Er,Cr:YsGG. Foram utilizados 40 incisivos centrais superiores extraídos, distribuídos aleatoriamente em 4 grupos ( $n=10$  dentes/grupo). Os dentes foram seccionados 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte e as coroas foram imersas em resina acrílica auto-polimerizável com a superfície vestibular voltada para cima. O desgaste do preparo da superfície vestibular foi de 0,5 mm de espessura. Trinta dentes receberam um dos seguintes tratamentos de superfície antes da cimentação das facetas: (1) irradiação com laser de Er,Cr:YsGG por 15 segundos (Millennium; Biolase Technology); (2) ácido fosfórico a 37% por 15 segundos; e (3)

ácido maleico a 10% por 15 segundos. Dez amostras não receberam nenhum tipo de tratamento, formando o grupo controle. As facetas de porcelana foram cimentadas com cimento resinoso dual Variolink II (Vivadent, Ivoclar). As amostras para o teste de microtração foram confeccionadas para o terço cervical e incisal medindo 1,2 x 1,2 mm. O teste foi realizado com uma velocidade de 1 mm/min e a carga máxima para a fratura foi registrada (Kg). Não foi observada diferença significativa na resistência de união para as facetas unidas à estrutura dental condicionada com o laser de Er,Cr:YsGG ( $12,1 \pm 4,4$  MPa), ácido fosfórico a 37% ( $13 \pm 6,5$  MPa) e ácido maleico a 10% ( $10,6 \pm 5,6$  MPa). O grupo controle demonstrou a menor resistência de união ( $7,7 \pm 3,1$ ), sendo significativamente menor do que todos os grupos experimentais. A resistência de união no terço cervical foi significativamente menor que no terço incisal. Concluiu-se que a resistência de união de facetas de porcelana unidas à estrutura dental irradiada com laser de Er,Cr:YsGG apresentou resultado similar às superfícies condicionadas com ácido fosfórico e ácido maleico.

Usumeiz et al. (2004) avaliaram a eficácia de duas diferentes fontes de luz, arco de plasma e lâmpada halógena, na polimerização de um cimento resinoso dual através de facetas de porcelana. Vinte incisivos centrais superiores extraídos foram seccionados 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte, e parte da coroa foi embebida em resina acrílica auto-polimerizável com a superfície vestibular voltada para cima. Esta superfície foi preparada com um desgaste uniforme de 0,5 mm de espessura, término cervical em chanfro e término incisal em bisel. As facetas de porcelana foram confeccionadas em IPS Empress 2 (Ivoclar) com uma espessura uniforme de 1 mm. A superfície dental e a superfície interna das facetas foram preparadas para os procedimentos de cimentação de forma padronizada. O cimento dual utilizado foi o Variolink (Ivoclar): 25% base amarela, 25% base branca, 50% catalisador. As facetas foram posicionadas nos dentes preparados com uma leve pressão digital e os excessos de cimento foram removidos com uma sonda exploradora. A polimerização do cimento no grupo 1 foi realizada com uma lâmpada halógena convencional por 40 segundos (Hilux 350, intensidade de  $550 \text{ mW cm}^{-2}$ ) e no grupo 2 com o sistema arco de plasma por 6 segundos, 3 segundos por mesial, e 3 segundos por distal (PAC System, intensidade  $1200-1500 \text{ mW cm}^{-2}$ ). Após a cimentação os dentes foram armazenados em água destilada por 24 horas. Foram confeccionados dois palitos por dente, medindo 1,2 x 1,2 x 5 mm. Estas amostras foram submetidas ao teste de microtração e os valores das falhas foram registrados. Observou-se uma diferença

significativa na resistência de união entre as facetas expostas à luz halógena e ao arco de plasma ( $p < 0,001$ ). A resistência de união foi maior para as amostras polimerizadas com luz halógena ( $20,15 \pm 2,95$ ) quando comparadas às amostras polimerizadas com arco de plasma ( $15,06 \pm 2,96$ ). Os resultados sugerem que a eficiência da polimerização do cimento com o arco de plasma através da cerâmica foi menor quando comparada a polimerização com a luz halógena de acordo com os tempos de exposição utilizados neste estudo.

Aykent et al. (2005) avaliaram o efeito de diferentes técnicas de cimentação das restaurações provisórias na resistência de união final de facetas de porcelana. Trinta e seis incisivos centrais superiores extraídos foram seccionados 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte, e parte da coroa foi embebida em resina acrílica auto-polimerizável. O preparo da superfície vestibular foi padronizado com desgaste de 0,5 mm, término cervical em chanfro e término incisal em bisel. Os dentes foram distribuídos em 3 grupos ( $n=12$  dentes/grupo). No grupo 1 as restaurações provisórias foram cimentadas com cimento temporário livre de eugenol (Alkaliner minitip, Espe). No grupo 2, aplicou-se uma fina camada de adesivo cianocrilato poliuretano (Dentin protector, Vivadent), recomendado pelo fabricante como um agente dessensibilizante e, após secagem, um cimento fotopolimerizável (3M Dental products) foi manipulado, aplicado em pequena quantidade na restauração provisória e fotopolimerizado por 60 segundos. O grupo 3 não recebeu nenhum tipo de restauração provisória (grupo controle). As amostras foram armazenadas em água destilada por duas semanas. As restaurações provisórias foram removidas, e as facetas de porcelana (IPS Empress II, Ivoclar) e o preparo dental foram preparados para cimentação com cimento resinoso dual (Variolink, Ivoclar). Para o teste de microtração, foram obtidas duas amostras da região central de cada dente medindo  $1,2 \times 1,2 \times 5$  mm. O teste foi realizado com uma velocidade de 1 mm/min e a carga máxima para a fratura foi registrada (kgf). A resistência de união para as facetas do grupo 2 (agente dessensibilizante + cimento resinoso) foi significativamente menor ( $6,81 \pm 2,19$  MPa) do que do grupo 1 (cimento temporário sem eugenol;  $11,63 \pm 3,90$  MPa) e do grupo controle (sem restauração provisória;  $12,87 \pm 2,53$  MPa). Não foi observada diferença significativa entre o grupo controle e o grupo 1. Na análise por microscopia eletrônica de varredura, observou-se que a união à superfície do esmalte estava melhor nos grupos 1 e controle do que no grupo 2. Os grupos 1 e controle não apresentaram descontinuidade na interface esmalte-resina, mas na interface porcelana-resina foram observadas algumas áreas de

descontinuidade. No grupo 1 foi observada a presença de cimento temporário na interface de união. Como a adesão das facetas de porcelana pode ser afetada desfavoravelmente, o cimento utilizado para a cimentação provisória deve ser selecionado cuidadosamente e a superfície dental deve ser limpa antes da cimentação definitiva.

Cho et al. (2006) avaliaram a influência da espessura do espaçador na resistência de união entre o esmalte e facetas de porcelana feldspática (técnica do modelo refratário). Foram confeccionadas oitenta amostras retangulares (5 x 3 x 1 mm) de porcelana (Super Porcelain EX-3, Noritake) utilizando blocos de pedra padronizados sobre o qual o espaçador (Nice Fit, Shofu Inc) foi aplicado em diferentes espessuras (0, 2, 4 ou 6 camadas (n=20/grupo). As amostras de porcelana foram pré-tratadas com jato de partículas de alumina (50 µm, 5 segundos, 1-bar de pressão, distância de 20 mm). A superfície vestibular de 80 pré-molares extraídos foram reduzidas com um disco diamantado em baixa velocidade para produzir uma superfície plana em esmalte. As amostras de porcelana foram cimentadas ao esmalte com um cimento resinoso fotopolimerizável (Rely X Veneer, 3M ESPE). Após a cimentação, 40 amostras foram armazenadas em água deionizada por 1 semana e outras 40 amostras foram submetidas à termociclagem (2500 ciclos, 5°C e 60°C, 15 segundos de intervalo). A resistência de união foi realizada com uma máquina de teste universal. Para os grupos armazenados em água deionizada, os valores de resistência de união foram (em MPa): 8,7 ± 2,6 (sem espaçamento); 12,6 ± 4,8 (2 camadas); 10,7 ± 2,9 (4 camadas); 9,6 ± 2,8 (6 camadas). Para os grupos submetidos à termociclagem, os valores de resistência de união foram (em MPa): 4,1 ± 2,0 (sem espaçamento); 7,1 ± 3,4 (2 camadas); 6,8 ± 2,1 (4 camadas); 6,1 ± 2,4 (6 camadas). A análise estatística demonstrou que a resistência de união foi influenciada pela termociclagem e pelo número de camadas do espaçador mas não houve interação entre as duas variáveis. O grupo com duas camadas do espaçador apresentou valor de resistência de união maior do que o grupo sem espaçador, enquanto que os grupos com mais de duas camadas de espaçador resultaram em valores de resistência de união similares. A termociclagem resultou em uma redução significativa na resistência de união. Concluiu-se que a resistência de união entre a porcelana feldspática e o esmalte dental melhorou de forma significativa com a aplicação do espaçador, e que a aplicação de 2 camadas do espaçador conseguiu um espaço adequado para acomodar a espessura do cimento, resultando em uma maior resistência de união.

### 2.2.3 Resistência à fratura

Castelnuovo et al. (2000) avaliaram a resistência à fratura e o tipo de falha de facetas cerâmicas (IPS Empress, Ivoclar) com 4 tipos de preparo dental. Cinquenta incisivos centrais superiores extraídos foram distribuídos em 5 grupos, de acordo com o tipo de preparo dental (n=10 dentes/grupo): (1) sem redução incisal; (2) redução incisal de 2 mm sem degrau palatal; (3) redução incisal de 1 mm e chanfro palatal com 1 mm de altura; (4) redução incisal de 4 mm e chanfro palatal com 1 mm de altura; (5) sem restauração - grupo controle. A redução da superfície vestibular foi de 0,3 mm no terço cervical e de 0,5 mm no terço médio e no terço incisal. O término cervical foi localizado na junção cimento-esmalte e o comprimento da faceta foi de 10 mm para todos os dentes. Após a cimentação, todos os dentes foram incluídos em resina epóxica com o longo eixo paralelo à linha central e 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte. A resistência à fratura foi determinada utilizando uma máquina de teste universal (Instron Corp, Canton). A carga foi aplicada com um ângulo de 90° em relação à superfície palatal, 2,5 mm abaixo do bordo incisal, e uma velocidade de 0,5 mm/min. O tipo de falha foi avaliado macroscopicamente e classificado em escores para as facetas: 1 = intacto; 2 = fratura; 3 = falha adesiva + fratura e, para o dente: 1 = intacto; 2 = fratura coronal; 3 = fratura cervical; 4 = fratura radicular. A média dos valores da resistência à fratura foi (em kgf): 23,7 ± 6,11 (grupo 1); 27,4 ± 9,63 (grupo 2); 16,4 ± 3,44 (grupo 3); 19,2 ± 6,18 (grupo 4) e 31,0 ± 10,38 (grupo 5). O grupo 2 (redução incisal 2 mm sem degrau palatal) apresentou resistência à fratura significativamente maior que os grupos 3 e 4 (presença de degrau palatal com redução incisal de 1 mm e 4 mm, respectivamente) e não apresentou diferença em relação ao grupo 1 (sem redução incisal) e ao grupo 5 (grupo controle, sem restauração). O grupo 1 também foi semelhante ao grupo controle. Os grupos 1 e 2 não apresentaram fratura das facetas de porcelana; no grupo 3, 3 facetas fraturaram e; no grupo 4, 6 facetas fraturaram. Concluiu-se que o degrau palatal não aumentou a resistência das facetas. As facetas cerâmicas sem redução incisal e com redução incisal de 2 mm sem degrau palatal foram as mais resistentes e permaneceram intactas.

Hahn; Gustav; Hellwig (2000) avaliaram a influência do preparo do bordo incisal na resistência à fratura de dentes restaurados com facetas cerâmicas (Empress, Ivoclar). Trinta e seis incisivos inferiores foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos (n=12 dentes/grupo): grupo 1 – sem redução incisal; grupo 2 – redução incisal

de 1,5 mm com degrau palatal; e grupo 3 – sem preparo dental (controle). O desgaste vestibular foi de 0,5 mm de espessura, com o término cervical localizado 1 mm acima da junção cimento-esmalte. Após a cimentação, as amostras foram armazenadas em uma solução (solução de Ringer), em temperatura ambiente, por 120 dias. O teste foi realizado em uma máquina universal (Type Z 1445, Zwick). As amostras foram mantidas na posição vertical por um dispositivo especial e a carga foi aplicada na região central do bordo incisal, paralela ao eixo longitudinal do dente, e com uma velocidade constante de 1 mm/min. Os valores de resistência à fratura foram, em Newtons (N):  $693 \pm 187$  (grupo 1),  $466 \pm 99$  (grupo 2), e  $653 \pm 201$  (grupo controle). O grupo 2 (com redução incisal e degrau palatal) apresentou a menor resistência à fratura. O grupo 1 (sem redução incisal) não diferiu do grupo controle (sem preparo dental). Os valores de resistência à fratura encontrados neste estudo podem justificar o uso clínico dos dois tipos de preparos testados uma vez que o menor valor foi três vezes maior quando comparado à força de mordida para incisivos na direção axial.

Stappert et al. (2005) avaliaram a influência do preparo dental na longevidade e resistência à fratura de facetas cerâmicas (IPS Empress, Ivoclar Vivadent) cimentadas à incisivos centrais superiores extraídos. Sessenta e quatro dentes foram distribuídos em 4 grupos, de acordo com o tipo de preparo dental ( $n = 16$  dentes/grupo): no grupo controle (NP) os dentes permaneceram sem preparo dental; grupo WP – preparo tipo janela, sem redução incisal; grupo IOP – redução incisal de 2 mm, sem degrau palatal; grupo CVP – redução incisal de 3 mm e degrau palatal com 2 mm de extensão. O desgaste vestibular foi de 0,5 mm de espessura para todos os grupos. Quarenta e oito facetas foram cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink II, Ivoclar Vivadent). Todas as amostras foram submetidas à ciclagem de carga mecânica (1,2 milhões de ciclos; frequência do ciclo de 1,3 Hz; carga palatal de 49 N posicionada 2,5 mm abaixo do bordo incisal) e ciclagem térmica ( $5^{\circ}\text{C} - 55^{\circ}\text{C}$ , intervalo de 60 segundos, 5.500 ciclos) em um simulador mastigatório (Kausemulator, Willytech). As amostras foram examinadas para fraturas e tipo de falhas em microscópio óptico com aumento de 50 x. As amostras que não fraturaram durante a ciclagem térmica e mecânica foram submetidas a uma carga incisal com velocidade de 1,5 mm/min através de uma máquina de teste universal (Z010, TN 2S) até a fratura. A fratura durante a simulação mastigatória ocorreu em 3 amostras do grupo NP, 1 amostra do grupo WP, 1 amostra do grupo CVP, e em 2 amostras do grupo IOP. As fraturas ocorreram somente na estrutura dental, não havendo o envolvimento da faceta cerâmica. A

presença de trincas nos diferentes planos (palatal, vestibular e proximal) foi observada em maior número (80% da amostra, n=12) nas facetas do grupo CVP (redução incisal de 3 mm e degrau palatal com 2 mm de extensão) sendo que em 7 facetas a superfície vestibular estava envolvida. Nos demais grupos, raramente as trincas envolveram a superfície vestibular. As medianas da carga de fratura (N) foram: NP 713,3 (404,4-777,1); WP 549,5 (477,5-597,7); IOP 695,3 (400,0-804,6) e; CVP 519,2 (406,1-732,9). Não foi observada diferença significativa na longevidade e resistência à fratura entre os dentes não restaurados e os dentes restaurados. Concluiu-se que a resistência à fratura dos dentes restaurados com facetas cerâmicas foi similar aos dentes não preparados, independente do tipo de preparo dental.

#### **2.2.4 Preparo dental**

Nattress et al. (1995) avaliaram a profundidade do preparo e a incidência de exposição da dentina resultante do preparo de incisivos centrais superiores para facetas de porcelana através da técnica à mão livre. Vinte e dois incisivos centrais superiores foram divididos entre dois operadores para que cada um executasse 11 preparos. Inicialmente foram criados *jigs* em resina acrílica como referência para o posicionamento dos dentes e guias de silicone (Optosil, Bayer UK) para referência do desgaste. As instruções para o preparo dos dentes foram: preparar os dentes para receber facetas de porcelana com redução vestibular de 0,5 mm, término marginal em chanfro, bisel incisal em 45° e término cervical posicionado 0,5 mm acima da junção amelo-cementária. Os operadores desconheciam os objetivos do estudo. Para avaliação da espessura do desgaste, as guias de silicone previamente confeccionadas foram preenchidas com um silicone de consistência leve e o conjunto foi posicionado sobre o dente preparado registrando assim o espaço da superfície desgastada. As medições foram realizadas com o auxílio de um microscópio, com aumento de 30 vezes, nos terços incisal, médio e cervical. A área de exposição da dentina foi avaliada e medida (Magiscan 2, Joyce Loeb) após o condicionamento ácido da superfície com ácido fosfórico a 37% por 30 segundos e aplicação do corante modificado de Gieson's. Observou-se uma diferença significativa na profundidade das diferentes regiões do preparo, com uma redução menor na região central do terço incisal. Nas regiões da margem cervical e margem proximal, houve uma maior redução da superfície com áreas de exposição da dentina na maioria dos dentes. Em função da incidência e localização da exposição de dentina observada

neste estudo, o uso de um sistema adesivo dentinário durante a cimentação das facetas de porcelana parece ser essencial quando for utilizada a técnica do preparo à mão-livre.

Brunton; Aminian; Wilson (2000) avaliaram o efeito de duas guias na habilidade do operador durante o preparo dental para facetas de porcelana. Trinta incisivos centrais superiores artificiais (Typodont, Riverside Dental Manufactures) foram distribuídos em 3 grupos (n=10 dentes/grupo). No grupo A os dentes foram preparados pela técnica da mão-livre, no grupo B os dentes foram preparados com o auxílio de guias de silicone seccionadas, e no grupo C com pontas diamantadas graduadas. Para avaliação da espessura do desgaste as guias de silicone, previamente confeccionadas, foram preenchidas com um silicone de consistência leve e o conjunto foi posicionado sobre o dente preparado registrando assim o espaço da superfície desgastada. As medições foram realizadas em 5 pontos ao longo da superfície vestibular e em 1 ponto na região incisal. A média da redução vestibular para os grupos A, B e C foi de, respectivamente,  $0,37 \pm 0,13$  mm,  $0,62 \pm 0,17$  mm e  $0,61 \pm 0,15$  mm. A média da redução incisal para os grupos A, B e C foi de  $1,0 \pm 0,28$  mm,  $1,0 \pm 0,38$  mm e  $1,03 \pm 0,26$  mm, respectivamente. Houve diferença significativa entre os grupos no desgaste vestibular sendo a redução do grupo A significativamente menor em relação aos grupos B e C. Sugere-se o uso de guias de silicone ou pontas diamantadas graduadas nos preparos para facetas de porcelana.

### **2.2.5 Propagação de trincas**

Magne et al. (1999) avaliaram os parâmetros associados com o desenvolvimento de trincas em facetas de porcelana usando a ciclagem térmica. Vinte e sete incisivos centrais superiores foram restaurados com facetas de porcelana e submetidos à termociclagem ( $5^{\circ}\text{C} - 50^{\circ}\text{C}$ , 1000 ciclos). A formação de trinca foi observada em 11 das 27 facetas. Os dentes foram seccionados e preparados para microscopia eletrônica de varredura. Medições da espessura da cerâmica e do cimento foram realizadas para cada amostra em diferentes regiões da restauração (vestibular, incisal e proximal). Não foi observada diferença significativa na espessura da cerâmica e cimento entre as amostras com e sem trinca, entretanto, observou-se diferença significativa na proporção destas espessuras. A maioria das amostras com trincas exibiram uma proporção na superfície vestibular menor que 3,0 ( $2,6 \pm 0,35$ ), enquanto as amostras sem trincas apresentaram uma relação acima deste valor ( $3,9 \pm 0,19$ ). Nas superfícies incisal e proximal não

houve diferença significativa entre as amostras com e sem trincas. A porcelana apresentou-se mais fina na superfície vestibular principalmente na região cervical. Concluiu-se que alterações cíclicas na temperatura podem induzir a formação de trincas. O controle na redução do desgaste dental e a aplicação do espaçador durante os procedimentos laboratoriais representam um elemento chave, onde uma espessura suficiente da porcelana associada a uma espessura mínima do agente cimentante (relação acima de 3) irá promover uma restauração com uma configuração favorável em relação ao desenvolvimento de trincas.

Magne; Versluis; Douglas (1999) avaliaram os parâmetros envolvidos no desenvolvimento de trincas em facetas de porcelana cimentadas à estrutura dental. Um modelo de elementos finitos bi-dimensional foi utilizado para avaliar os efeitos da contração do cimento resinoso e das alterações térmicas e, especial atenção foi dada à espessura da cerâmica e do cimento resinoso. Três espessuras do cimento foram definidas (100  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$  e 500  $\mu\text{m}$ ) e associadas a diferentes espessuras da cerâmica (contorno normal da restauração até o sobrecontorno com 3 camadas extras de aproximadamente 400  $\mu\text{m}$ ). A contração do cimento resinoso foi simulada a uma temperatura inicial de 20°C. Os efeitos das mudanças de temperatura de 20°C para 5°C e de 20°C para 50°C foi acessada com e sem a contração prévia do compósito. A proporção entre a espessura do cimento e cerâmica parece ter uma influência relevante na distribuição do estresse nas facetas de porcelana. Restaurações muito finas combinadas com pobre adaptação interna, resultou em maior estresse tanto na superfície quanto na interface da restauração. Quando a porcelana é muito fina para reproduzir o contorno natural dos dentes, somente uma boa adaptação interna da restauração, aproximadamente 100  $\mu\text{m}$ , irá prevenir a queda da proporção entre espessura do cimento e cerâmica abaixo dos valores críticos (relação maior que 3).

Subramanian et al. (2008) avaliaram o impacto da termociclagem na resistência flexural e desenvolvimento de falhas na superfície de facetas de porcelana com e sem cimento resinoso. Oitenta discos de porcelana Vitadur alpha (10 mm diâmetro e 0,9 mm espessura) foram glazeados em um dos lados e divididos em dois grupos: A (somente faceta de porcelana, sem cimento resinoso) e B (faceta de porcelana cimentada com cimento resinoso – espessura de 0,2 mm), cada grupo com 40 discos. As amostras foram submetidas à termociclagem em diferentes temperaturas (37°C, controle; 4°C – 37°C; 37°C – 65°C; 4°C – 65°C) e foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura para avaliação do efeito da termociclagem na propagação

de trincas. A resistência flexural foi determinada através da máquina de teste universal (Instron). A análise da microscopia revelou a propagação de trincas nas facetas cimentadas (grupo B) dos subgrupos submetidos às temperaturas extremas (4°C - 37°C e 4°C - 65°C). A resistência flexural foi superior para as facetas de porcelana ( $79,92 \pm 10,36$  MPa) quando comparada às facetas cimentadas com cimento resinoso ( $8,42 \pm 2,60$  MPa). Isto pode ser atribuído às variações térmicas que induziram tensão na cerâmica, à diferença no coeficiente de expansão térmica e módulo de elasticidade entre a cerâmica e o cimento resinoso e, à água que infiltrou no cimento resinoso e diminuiu o módulo de elasticidade da resina. Sendo assim, após a termociclagem a temperaturas extremas, as facetas de porcelana cimentadas com cimento resinoso apresentaram diminuição na resistência flexural e propagação de trincas. A adaptação destas restaurações, não pode e não deve ser compensada pela espessura do agente cimentante. Cuidados devem ser observados durante a fase laboratorial de confecção das facetas de porcelana e durante os procedimentos de preparo dental. O espaçador deve ser aplicado cuidadosamente para formar uma camada uniforme e o desgaste dental deve permitir uma espessura uniforme da cerâmica favorecendo assim a proporção cerâmica/cimento.

### 2.3 OUTROS ESTUDOS

Simonsen e Calamia (1983) testaram a possibilidade de condicionamento da porcelana e a resistência de união da porcelana condicionada à resina composta. Vinte discos de porcelana foram condicionados por 0, 2½, 5, 10 ou 20 minutos, com uma solução contendo ácido hidrolorídrico a 7,5%. Após a lavagem e secagem, uma camada de resina sem partículas foi aplicada, e um cilindro de resina composta foi unido à superfície da porcelana. As amostras foram submetidas ao teste de resistência à tração na máquina de testes Instron. A análise de microscopia eletrônica de varredura da superfície da porcelana condicionada por diferentes períodos mostrou a presença de uma superfície porosa. A resistência de união aumentou com o aumento do tempo de condicionamento, variando entre 0,6 MPa para as amostras não condicionadas até 7,5 MPa para as amostras condicionadas por 20 minutos. Concluiu-se que os valores de resistência de união encontrados neste estudo parecem ser clinicamente significantes para a retenção das facetas de porcelana e também para outras indicações clínicas das porcelanas.

Minimizar o acúmulo de placa dental é essencial para a saúde gengival. Inúmeros critérios devem ser avaliados no momento de indicar o tipo de restauração a ser empregado: estética, facilidade do preparo dental, dificuldade na fabricação das coroas, integridade marginal, resistência e resposta biológica. Sorensen (1989) revisou o processo de formação da placa dental e a resposta gengival associados a superfícies de próteses dentais. Os fatores mediadores do acúmulo de placa e que influenciam na saúde gengival na interface tecido-restauração são: rugosidade da superfície, adaptação marginal e contorno. (1) Rugosidade de superfície: como a colonização bacteriana se origina nos sulcos microscópicos de locais protegidos, a micro-topografia das coroas é crucial. A linearidade do término do preparo, se irregular, aumenta a rugosidade e favorece o acúmulo de placa. (2) Adaptação marginal: a discrepância marginal determina a quantidade de cimento exposto para retenção da placa e/ou o nicho de placa entre a coroa e o dente. (3) Contorno: uma restauração com sobrecontorno compromete a higiene bucal. A remoção dos excessos de cimento após a cimentação fica severamente restrita, resultando em remanescentes de cimento inacessíveis. Uma restauração protética que satisfaz estes três fatores para diminuição do acúmulo de placa dental assegura saúde gengival prolongada com uma estética gengival superior.

Muitos estudos têm sugerido uma relação entre a adaptação marginal das restaurações indiretas e a saúde do tecido periodontal. Felton et al. (1991) avaliaram esta relação quantitativamente. Quarenta e duas coroas, em vinte e nove pacientes, foram selecionadas de acordo com três critérios: (1) as coroas foram colocadas no Curso de Odontologia da Universidade da Carolina do Norte; (2) as coroas estavam em boca por um período mínimo de 4 anos, e (3) as coroas apresentavam margens subgengivais. As margens vestibulares foram moldadas com um silicone de adição para obtenção de réplicas e analisadas em microscopia eletrônica de varredura. A discrepância marginal foi medida em 10 locais, com distâncias iguais entre eles, ao longo de toda a margem e a média foi então calculada para cada amostra. A profundidade de sondagem, volume do fluido crevicular e o índice gengival foram avaliados clinicamente. Não houve correlação entre a discrepância marginal ( $0,16 \pm 0,13$  mm) e a profundidade de sondagem ( $2,4 \pm 0,9$  mm). Entretanto, uma forte correlação foi observada entre a discrepância marginal e o índice gengival ( $2 \pm 0,8$ ) e entre a discrepância marginal e o volume de fluido crevicular ( $49,9 \pm 31,1$ ). Estes resultados estabelecem uma relação significativa entre a

discrepância marginal e a inflamação dos tecidos periodontais em margens subgingivais de coroas protéticas.

White; Sorensen; Kang (1991) avaliaram a adaptação marginal de coroas totais metálicas antes e após o ajuste interno. Quarenta e dois pré-molares extraídos receberam preparo para coroa total metálica. A discrepância marginal foi determinada em 168 locais diferentes, sendo que em cada coroa foi determinado um ponto referencial nas superfícies vestibular, lingual, mesial e distal. O ajuste interno foi realizado duas vezes com o auxílio de um silicone de adição de consistência média. Antes do ajuste a média da discrepância marginal foi igual a 92  $\mu\text{m}$  e após o ajuste igual a 55  $\mu\text{m}$ . Observou-se uma redução de 39% nos valores de discrepância marginal após o ajuste interno das coroas totais metálicas.

Kawai; Isenberg; Leinfelder (1994) avaliaram *in vitro* a correlação entre o grau de desgaste do cimento resinoso com as dimensões da fenda marginal e o tamanho da partícula de carga do cimento. Uma relação foi estabelecida entre o desgaste do cimento e o *gap* horizontal pelo controle das dimensões do *gap* entre o inlay e o preparo cavitário (50, 100, 200 e 400  $\mu\text{m}$ ) através da utilização do sistema CEREC. Após a cimentação, as amostras foram submetidas ao equipamento de desgaste totalizando 400.000 ciclos durante 56 horas, equivalente a aproximadamente três anos de uso clínico. A superfície submetida ao desgaste foi levada a um profilômetro (Surfanalyzer 4,000) para determinação do desgaste vertical. De acordo com as medições observou-se uma relação linear entre a perda de desgaste vertical do cimento e a altura do *gap* horizontal, ou seja, quanto maior o espaço entre a interface dente-restauração maior será o desgaste do cimento. Os cimentos resinosos híbridos exibiram menor resistência ao desgaste do que o cimento microparticulado. Mesmo a presença de *gaps* de aproximadamente 50  $\mu\text{m}$ , o cimento resinoso é susceptível ao desgaste. Portanto, uma consideração clínica importante é reduzir o máximo possível as dimensões do *gap* marginal.

Molin; Karlsson; Kristiansen (1996) avaliaram a influência de diferentes espessuras de película de cimentos resinosos na resistência de união na interface cerâmica/resina. Os cimentos duais Mirage FLC (Chamelon Dental Products) e Vita Cerec (Coltene AG) foram utilizados em combinação com os materiais cerâmicos Mirage e blocos Vita Cerec. Camadas de cimento com espessuras de 20  $\mu\text{m}$ , 50  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$  e 200  $\mu\text{m}$  foram fotopolimerizadas com um fotopolimerizador de alta intensidade (Optilux 400, Demetron). Dez espécimes de cada combinação cerâmica/cimento e espessura foram confeccionados,

totalizando 80 amostras, todas submetidas à máquina de teste universal Instron. Dentro de cada combinação cimento/cerâmica, o valor de resistência de união foi significativamente menor para a espessura de película igual a 20  $\mu\text{m}$ . Não houve diferença nos valores de resistência de união para as demais espessuras.

Gemalmaz et al. (1997) avaliaram a adaptação marginal de inlays de porcelana (Ducera), antes e após a cimentação. Dez molares inferiores extraídos foram preparados para receberem as restaurações do tipo inlay. A adaptação foi avaliada com o auxílio de um microscópio de transmissão de luz, aumento de 150 vezes, nas margens proximais e oclusal pela técnica da réplica. Após a cimentação dos inlays com cimento resinoso dual (Enforce) e polimento, cada dente foi seccionado no sentido vestibulo-lingual e méσιο-distal da mesma forma que foram seccionadas as réplicas. O *gap* marginal, a espessura do cimento e a espessura do cimento exposto foram medidas em cada secção. A média do *gap* marginal registrada para a margem oclusal ( $71,83 \pm 8,93 \mu\text{m}$ ), antes da cimentação, foi significativamente menor do que a registrada para a margem proximal ( $105,6 \pm 39,33 \mu\text{m}$ ). Após a cimentação, a adaptação das restaurações na margem oclusal ( $78,77 \pm 14,85 \mu\text{m}$ ) continuou sendo superior à margem proximal ( $128,85 \pm 34,34 \mu\text{m}$ ). A comparação entre as médias dos *gaps* marginais antes e após a cimentação aumentou em 6,94  $\mu\text{m}$  e em 23,25  $\mu\text{m}$  nas margens oclusal e proximal, respectivamente. Embora o polimento tenha sido realizado após a cimentação, excessos de cimento ainda foram encontrados, o que causou um aumento na largura do cimento exposto.

Peumans et al. (2000) revisaram importantes parâmetros envolvidos no sucesso clínico das facetas de porcelana. Os estudos laboratoriais que avaliaram o tipo de preparo dental para facetas de porcelana, a seleção e tipo de sistema adesivo, a qualidade na adaptação marginal, a resistência à microinfiltração, a resposta periodontal e as características estéticas das restaurações foram revisados. A relevância clínica destes parâmetros foi então determinada através da revisão dos resultados dos estudos clínicos de curto e médio prazo envolvendo facetas de porcelana nos últimos 10 anos. O complexo adesivo dente-cimento resinoso-faceta de porcelana demonstrou ser muito resistente nos estudos *in vitro* e *in vivo*. Uma restauração adesiva favorável foi obtida principalmente quando o preparo estava posicionado completamente em esmalte, se os procedimentos de adesão foram realizados de maneira correta e se o cimento adesivo foi selecionado de forma adequada. A manutenção da estética das facetas de porcelana, de médio a longo prazo foi excelente, a satisfação dos pacientes foi alta e as

restaurações não apresentaram efeito adverso na saúde gengival dos pacientes com boa higiene oral. A maioria das falhas das facetas de porcelana foram relacionadas à discrepância marginal e à baixa resistência ao desgaste do cimento resinoso. Embora estas falhas não tenham tido impacto direto no sucesso das facetas de porcelana a médio prazo, a influência destas falhas no desempenho clínico a longo prazo ainda é desconhecida necessitando assim de mais estudos.

Nakamura et al. (2003) avaliaram o efeito do ângulo de convergência oclusal do preparo dental e o espaço para o cimento configurado pelo computador na adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas pelo sistema CEREC 3. As coroas cerâmicas foram confeccionadas para dentes pré-molares de acordo com nove diferentes situações: todas as combinações entre os três diferentes ângulos de convergência oclusal dos preparos dentais (4, 8 e 12 graus) com três diferentes ajustes de espaçamento interno (10, 30 e 50  $\mu\text{m}$ ). Após o assentamento das coroas no preparo dental foram realizadas as medições do *gap* marginal em quatro pontos pré-determinados (região central das superfícies vestibular, lingual, mesial e distal). Para medição do *gap* interno foi utilizado um material de silicone (Fit Checker, GC). A espessura deste silicone foi calculada com base na área de superfície do preparo dental e no peso e densidade deste material. A média do *gap* marginal variou entre 53 a 108  $\mu\text{m}$ . Quando o espaço para o cimento foi ajustado em 10  $\mu\text{m}$ , o *gap* marginal foi significativamente maior (95 a 108  $\mu\text{m}$ ) do que quando ajustado em 30 e 50  $\mu\text{m}$ . Quando o espaço para o cimento foi ajustado em 30 e 50  $\mu\text{m}$ , o *gap* marginal variou entre 53 a 67  $\mu\text{m}$  e não foi afetado pelo ângulo de convergência oclusal do preparo dental. O *gap* interno variou entre 116 a 162  $\mu\text{m}$  e apresentou uma tendência em diminuir conforme o ângulo de convergência era reduzido, sendo significativamente maior quando o espaço foi ajustado em 50  $\mu\text{m}$  (135 a 162  $\mu\text{m}$ ) e sem diferença entre os espaços de 10 e 30  $\mu\text{m}$ . Concluiu-se que quando o espaço para o cimento é ajustado em 30  $\mu\text{m}$ , as coroas poderão ser confeccionadas pelo sistema CEREC 3 com uma boa adaptação, independentemente do ângulo de convergência oclusal do preparo dental.

Wolfart et al. (2003) avaliaram *in vivo* a adaptação marginal de inlays e coroas em dentes pilares para próteses parciais fixas. Dezenove próteses parciais fixas foram confeccionadas (1 pântico e 2 pilares, sendo o 1° pré-molar reposicionado em 3 casos, o 2° pré-molar em 10 casos e o 1° molar em 6 casos) por uma cerâmica vidro de disilicato de lítio sendo que onze coroas e oito inlays foram avaliados. Ajustes foram executados, se necessário, e a adaptação foi aceitável quando o silicone

apresentava uma espessura fina e uniforme e a sonda exploradora não penetrava entre o dente e a restauração. Moldagens das margens das restaurações foram realizadas antes e após a cimentação e as réplicas foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura. A discrepância marginal foi avaliada em secções de 200  $\mu\text{m}$ . O maior valor de cada secção foi registrado e a média de todas as secções para cada réplica foi submetida à análise estatística pelo teste de Wilcoxon. A mediana da discrepância marginal antes da cimentação foi de 96  $\mu\text{m}$  para coroas e de 89  $\mu\text{m}$  para os inlays. Depois da cimentação, a mediana aumentou para 130  $\mu\text{m}$  para as coroas e para 92  $\mu\text{m}$  para os inlays. Houve um aumento significativo na discrepância marginal para as coroas mas não para os inlays. Não foram observadas diferenças significativas na discrepância marginal entre coroas e inlays, antes e após a cimentação. A discrepância marginal máxima variou entre 50 - 265  $\mu\text{m}$  antes da cimentação e entre 70 - 285  $\mu\text{m}$  após a cimentação. A cimentação adesiva causou um aumento significativo na discrepância marginal nos dentes preparados para receberem coroas.

Mörman (2006) revisou a evolução do sistema CEREC. O autor foi um dos idealizadores do desenvolvimento deste sistema que permite a fabricação de uma ou múltiplas restaurações cerâmicas, com o auxílio do computador, em apenas uma consulta. Inicialmente o sistema era composto por uma unidade CAD/CAM móvel, integrando o computador, teclado, pedal e câmera intra-bucal como dispositivos de entrada, um monitor e um compartimento de usinagem. O CEREC 1 permitia a confecção de restaurações do tipo inlay e onlay através de um disco diamantado. No CEREC 2 foi introduzida uma ponta diamantada cilíndrica ampliando os tipos de restaurações a serem usinadas – facetas, coroas parciais e totais e copings. O CEREC 3 dividiu o sistema em uma unidade de aquisição/projeto e em uma unidade de usinagem separada evoluindo também na usinagem das restaurações com a introdução de um sistema de duas pontas diamantadas com diâmetros reduzidos, aumentando assim a precisão na fresagem. Avanços também ocorreram no desenvolvimento do *software* que passou de uma imagem bidimensional para uma imagem tridimensional, em 2003, facilitando a manipulação das imagens e permitindo o registro não só do preparo mas também do dente antagonista e da função. As versões do *software* introduzidas em 2005 e 2006 incluíram o ajuste automático da anatomia da coroa total permitindo o controle da dimensão vertical da restauração antes da sua fresagem (relação com o preparo dental, dente antagonista e pontos de contato). O conceito CEREC CAD/CAM parece estar se tornando uma parte importante na área da odontologia.

Trost; Stines; Burt (2006) revisaram vários fatores envolvidos na aquisição da tecnologia CAD/CAM: considerações clínicas e implicações, vantagens e desvantagens. A seleção de materiais para confecção de restaurações com o auxílio do computador melhorou muito com o aumento da variedade de materiais disponíveis para o sistema CEREC - porcelana feldspática, porcelana reforçada por leucita e resina. Estes materiais são apresentados em uma variedade de matizes, gradientes de cor e translucidez permitindo uma melhora na estética final das restaurações. Além disso, a fabricação dos materiais de porcelana e resina em blocos promove um material denso, sem imperfeições e com um melhor controle de qualidade. A melhora no *software* permite que restaurações sejam projetadas em menos de cinco minutos e fresadas em 10 a 12 minutos. Uma das grandes vantagens da tecnologia CAD/CAM no consultório odontológico, tanto para o paciente quanto para o profissional, é a possibilidade de preparar o dente, fazer a impressão óptica, projetar e fresar a restauração, e realizar os procedimentos de cimentação em uma única consulta. Dentre as desvantagens e limitações destacam-se o tempo para a curva de aprendizado, que pode variar entre poucos dias a vários meses, reduzindo a produção do consultório, o custo do equipamento, a caracterização extrínseca e glazeamento exigem um treinamento adicional e mais despesas com equipamentos (forno especial) e, dificuldade de aquisição de imagens em preparos sub-gengivais. Sendo assim, os dentistas devem levar em consideração muito fatores ao adquirirem uma tecnologia inovadora como o sistema CAD/CAM.

Delbons (2007) avaliou a adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos, IPS Empress e Cerec inLab, em restaurações indiretas do tipo MOD. Dez preparos convencionais para inlays cerâmicos MOD foram realizados em 10 molares hígidos extraídos. Para cada dente preparado, foram confeccionadas duas peças cerâmicas, uma de cada sistema, de acordo com as recomendações dos fabricantes. A adaptação marginal foi avaliada por microscopia óptica com um aumento de 70 vezes, antes e após o ajuste, quando este se fez necessário. A adaptação de cada peça foi analisada sobre o dente preparado e sobre o modelo de gesso. Não houve diferença significativa entre os grupos quando a avaliação foi realizada no modelo de gesso, entretanto quando a avaliação foi feita no dente preparado o sistema IPS Empress apresentou uma adaptação estatisticamente superior ( $35,79 \pm 17,35 \mu\text{m}$ ) em relação ao grupo Cerec inLab ( $170,22 \pm 71,65 \mu\text{m}$ ). Após o ajuste interno os valores encontrados para o sistema IPS Empress foram  $35,78 \pm 16,78$

$\mu\text{m}$  e  $80,83 \pm 35,29 \mu\text{m}$  para o Cerec inLab. Para o sistema IPS Empress apenas duas peças foram ajustadas, em um total de 10, enquanto que para o Cerec inLab todas as restaurações necessitaram de ajuste. De acordo com os resultados concluiu-se que em preparos MOD para incrustações cerâmicas, o sistema IPS Empress, além de oferecer melhor adaptação marginal, requer menos ajuste da peça quando comparado com o sistema Cerec.

Barbosa (2008) avaliou a adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas por três sistemas cerâmicos: sistema CAD/CAM Cerec 3 (blocos Pro CAD), sistema CAD/CAM Cerec inLab (blocos IPS e.max para infra-estrutura e cobertura de IPS e.max Ceram) e sistema injetável (infra-estrutura IPS Empress 2 e cobertura com IPS e.max Ceram). Dez molares extraídos receberam preparo para coroa total sendo que para cada dente foram confeccionadas as três diferentes coroas. A adaptação marginal foi avaliada, antes e após o ajuste interno, por microscopia eletrônica de varredura nas superfícies vestibular, lingual, mesial e distal. A adaptação interna foi avaliada através da simulação da cimentação com um silicone de adição nas secções méso-distal e vestíbulo-lingual. Os valores médios e desvios-padrão das discrepâncias marginais antes do ajuste foram  $91,4 \pm 30,4 \mu\text{m}$  (Injetável);  $77,8 \pm 23,7 \mu\text{m}$  (Cerec in-Lab);  $159,2 \pm 28,8 \mu\text{m}$  (Cerec 3) e, após o ajuste foram  $58,4 \pm 18,2 \mu\text{m}$  (Injetável);  $60,8 \pm 19,8 \mu\text{m}$  (Cerec in-Lab);  $77,0 \pm 13,7 \mu\text{m}$  (Cerec 3). Não houve diferença estatística entre os grupos. Os valores médios e desvios-padrão da espessura de película na cervical foram de  $52,3 \pm 17,1 \mu\text{m}$  (Injetável);  $58,1 \pm 15,7 \mu\text{m}$  (Cerec in-Lab) e  $62,8 \pm 10,1 \mu\text{m}$  (Cerec 3). O ajuste interno das coroas diminuiu em 36,6% os valores médios da adaptação marginal. Após o ajuste interno, todas as coroas cerâmicas apresentaram valores de discrepância marginal inferiores a  $120 \mu\text{m}$ , considerados clinicamente aceitáveis.

Rahmé et al. (2008) compararam a espessura de película de um silicone de adição de consistência leve (President, Coltene) com a espessura de película de um cimento de ionômero de vidro (Fuji I, GC America). Vinte coroas Procera foram confeccionadas, para 10 incisivos centrais e 10 pré-molares. Inicialmente foi feita a medição da espessura do silicone através da técnica da réplica e em seguida as coroas foram cimentadas com o cimento de ionômero de vidro. As amostras foram cortadas de forma padronizada e as medições foram realizadas em 4 pontos, nas regiões cervical e parede axial, e em dois pontos, nas faces oclusal e incisal. De acordo com os resultados, não houve diferença significativa entre a espessura de película do silicone e a espessura do

cimento. Quando os grupos de incisivos centrais e pré-molares foram analisados separadamente, nas três diferentes áreas (oclusal/incisal, axial e cervical), também não foram encontradas diferenças entre as espessuras. Somente quando cada superfície foi comparada separadamente (vestibular, palatal, mesial e distal), na região cervical houve diferença significativa entre as duas técnicas. Concluiu-se que a técnica da réplica é precisa e confiável na simulação do espaço interno.

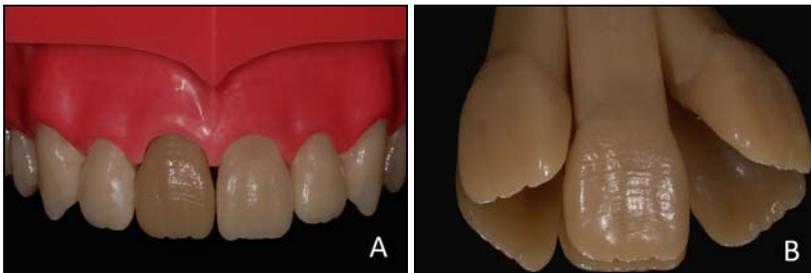
### **3 PROPOSIÇÃO**

Avaliar *in vitro* a influência de três diferentes métodos de confecção de facetas cerâmicas (Método de Aglutinação, Método da Cerâmica Injetada e Método Computadorizado) na adaptação marginal, antes e após o ajuste, e na adaptação interna, após o ajuste.

## 4 MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 FORMAÇÃO DOS GRUPOS

Para a formação dos grupos foram utilizados dez incisivos centrais superiores artificiais escurecidos (dente 11), montados em um modelo (NS1, P-Oclusal Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, Brasil) para simular uma situação clínica. (FIG. 1). Este modelo consiste na réplica de uma arcada dentária superior natural, e foi desenvolvido para o treinamento de restaurações estéticas. É confeccionado em resina sintética de alta qualidade, reproduz a textura superficial do esmalte dental e permite desgastes com alta-rotação e baixa-rotação sem a ocorrência de plastificação da resina.



**Figura 1** – Modelo dental (A). Dentes artificiais (B)

Para cada dente preparado foram confeccionados três tipos de facetas cerâmicas, formando, assim, grupos experimentais de acordo com o método de confecção utilizado ( $n = 10$  facetas/grupo): G1: método de aglutinação (técnica do modelo refratário); G2: método da cerâmica injetada (sistema IPS Empress); G3: método computadorizado (sistema CEREC). Os materiais cerâmicos utilizados para a confecção das facetas bem como a composição e a resistência flexural estão descritos na Tabela 5, distribuídos conforme a denominação dos grupos.

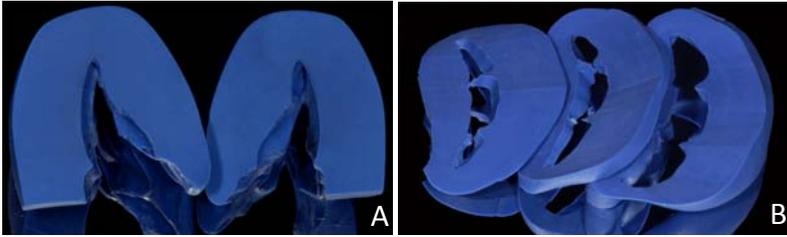
**Tabela 5** – Materiais cerâmicos utilizados na confecção das facetas, distribuídos conforme a denominação dos grupos.

| <b>Grupo</b> | <b>Método de confecção</b> | <b>Material Cerâmico</b>  | <b>Composição</b>                       | <b>Resistência flexural</b> |
|--------------|----------------------------|---|---|-----------------------------|
| G1           | Aglutinação                | Cerâmica Feldspática VITA VM 7, sistema pó/líquido, VITA Zahnfabrik | Feldspato                               | 106 MPa <sup>§</sup>        |
| G2           | Cerâmica Injetada          | IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent                              | Cerâmica de vidro reforçada por leucita | 160 MPa <sup>§§</sup>       |
| G3           | Computadorizado            | IPS Empress CAD, bloco, Ivoclar Vivadent                            | Cerâmica de vidro reforçada por leucita | 160 MPa <sup>§§§</sup>      |

§ VITA VM7 Manual de instruções, 2008; §§Scientific documentation IPS Empress Esthetic, 2004; §§§Scientific documentation IPS Empress CAD, 2006.

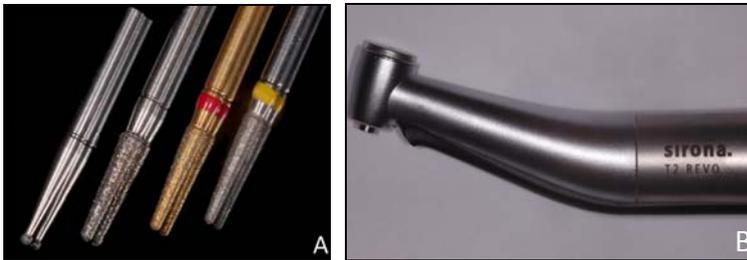
## 4.2 PREPARO DENTAL

Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo operador. Os dentes foram preparados de forma padronizada, com margens bem definidas, limite cervical posicionado 0,5 mm coronal à margem gengival, término cervical e proximal em chanfro, espessura uniforme de 0,7 mm e sem redução incisal. Para padronização dos desgastes foram utilizadas guias de silicone de adição (massa densa, Virtual, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). O material de moldagem foi manipulado, conforme as recomendações do fabricante, e pressionado com os dedos, sem luvas, sobre a região do dente a ser preparado e dos dentes adjacentes. Uma guia foi seccionada no sentido longitudinal e outra no sentido transversal, possibilitando a conferência do desgaste nas diferentes regiões do preparo (FIG. 2).



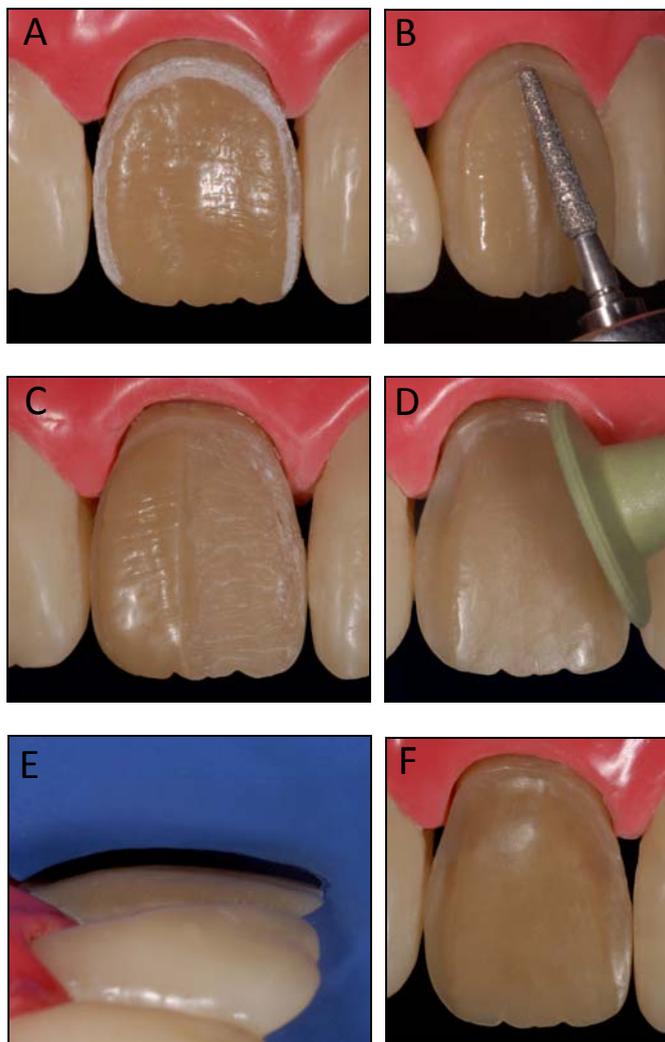
**Figura 2** – Guias de silicone. Seccionada no sentido longitudinal (A) e no sentido transversal (B)

As pontas diamantadas utilizadas na confecção do preparo foram montadas em um contra-ângulo multiplicador (T2 REVO R170, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) (FIG. 3) sendo substituídas a cada quatro preparos.



**Figura 3** – Pontas diamantadas (A). Contra-ângulo multiplicador (B)

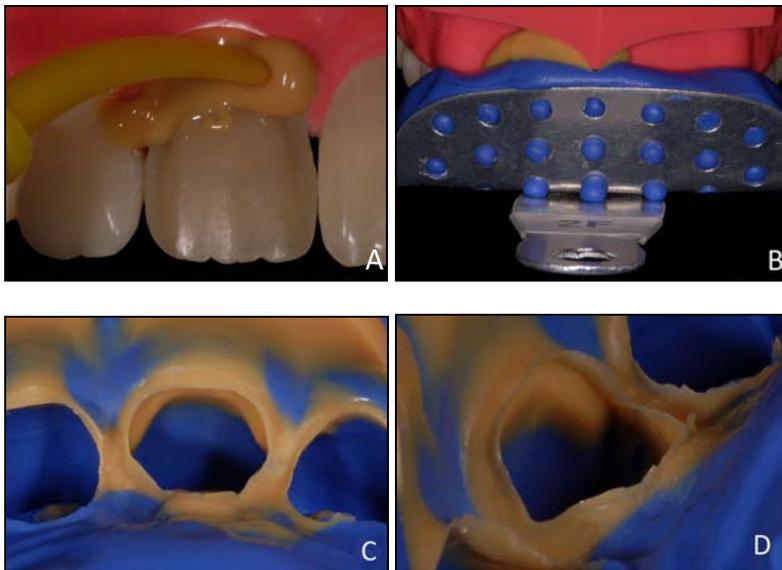
Inicialmente foram confeccionadas canaletas de orientação nas regiões cervical e proximais com uma ponta diamantada esférica nº 1011 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil), e na região central da superfície vestibular com uma ponta diamantada tronco-cônica de extremidade arredondada nº 2135 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil). O próximo passo consistiu no desgaste da metade mesial da superfície vestibular e, em seguida, no desgaste da metade distal com a ponta diamantada nº 2135, obedecendo à convexidade e inclinação dos terços cervical, médio e incisal desta superfície. O refinamento do preparo foi realizado com as pontas diamantadas 2135F e 2135FF, e o polimento com o disco abrasivo OpraPol (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (FIG. 4).



**Figura 4** – Preparo dental. Vista das canaletas de orientação cervical e proximais (A). Confecção da canaleta vestibular de orientação central (B). Desgaste da metade mesial (C). Polimento do preparo com disco abrasivo (D). Verificação da uniformidade do desgaste com a guia longitudinal (E). Vista vestibular do preparo finalizado (F)

### 4.3 MOLDAGEM DO PREPARO

Para as facetas confeccionadas pelo método de aglutinação (G1) e método da cerâmica injetada (G2), a moldagem do preparo foi realizada com silicone de adição Virtual (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), consistência leve e densa, em passo único. A pasta leve foi levada ao preparo com o auxílio de uma ponta misturadora (Adsil Ponta Misturadora, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) e, no mesmo momento, iniciou-se a manipulação do material denso. Após a obtenção de uma massa homogênea, o material foi inserido em uma moldeira metálica parcial e posicionado na região do dente preparado. Após 5 minutos, a moldeira foi removida e o molde minuciosamente examinado (FIG. 5). Os moldes foram então encaminhados ao laboratório de prótese dental para confecção das facetas.

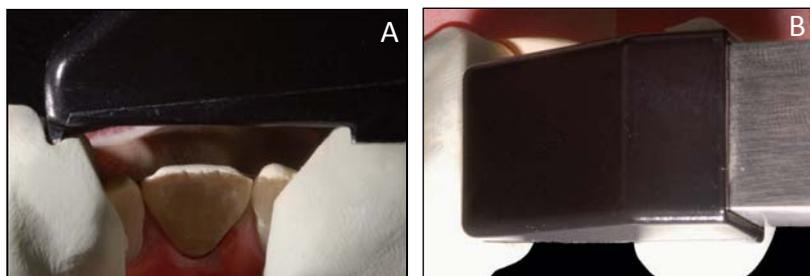


**Figura 5** – Procedimentos de moldagem. Aplicação do material leve (A). Moldeira parcial com material denso posicionada na região do dente preparado (B). Molde finalizado (C). Vista lateral aproximada do molde mostrando parte da margem do preparo (D)

Para as facetas confeccionadas pelo método computadorizado (G3), a moldagem do preparo foi substituída pela utilização de um spray de contraste (IPS Contrast Spray Chairside, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sobre a superfície do dente preparado (FIG. 6) e pelo escaneamento com o auxílio de uma micro-câmera (CEREC Bluecam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). O spray foi aplicado de acordo com as recomendações do fabricante, mantendo-se uma distância de 4 cm entre a extremidade do bocal atomizador e a superfície a ser recoberta, assegurando uma camada uniforme e sem excessos. Para padronização da posição da micro-câmera durante o escaneamento foram utilizadas guias de silicone de condensação (Coltoflax, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) apoiadas sobre os dentes vizinhos (FIG. 7).



**Figura 6** – Aplicação do spray de contraste. Início da aplicação (A). Aplicação finalizada (B)



**Figura 7** – Micro-câmera posicionada para captura da imagem. (A) Vista no sentido incisivo-cervical. (B) Vista no sentido vestibulo-palatal

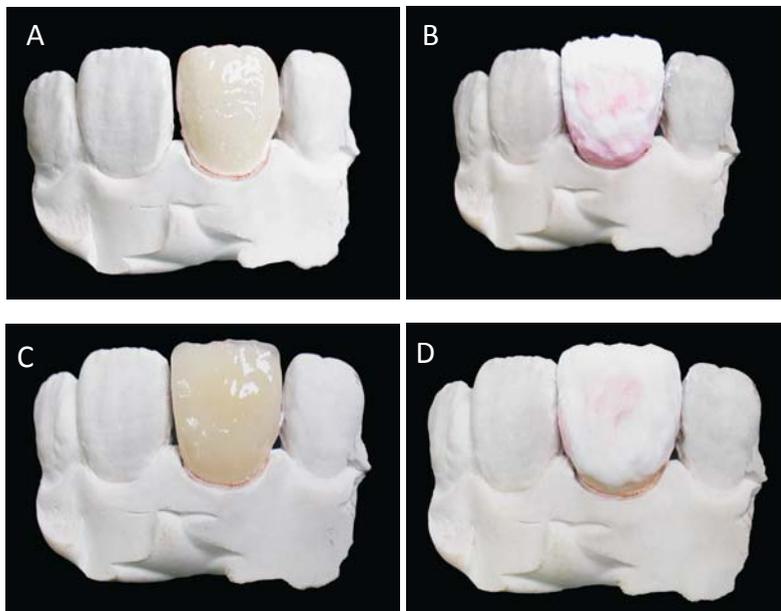
## 4.4 CONFEÇÃO DAS FACETAS CERÂMICAS

### 4.4.1 G1: Método de Aglutinação

Neste método as facetas cerâmicas foram confeccionadas pela aglutinação do pó cerâmico (VITA VM 7, VITA Zahnfabrik, Alemanha) ao líquido modelador (VITA VM Modeling liquid, VITA Zahnfabrik, Alemanha) sobre um modelo refratário (BegoForm, Bego, Bremen, Alemanha) (FIG. 8). A cerâmica foi submetida ao processo de queima de acordo com as recomendações do fabricante. Para construção da faceta, foram necessárias três camadas de aplicação do material cerâmico, sendo que cada aplicação era seguida por um ciclo de queima (FIG. 9). Uma vez finalizada a faceta, procedeu-se a sua remoção do modelo refratário com o auxílio de discos e pontas diamantadas. Todas as facetas deste grupo foram realizadas pelo mesmo técnico de laboratório (FIG. 10).



**Figura 8** – Material cerâmico utilizado na confecção das facetas de cerâmica feldspática (VITA VM 7, VITA Zahnfabrik) e modelo refratário (BegoForm, Bego)



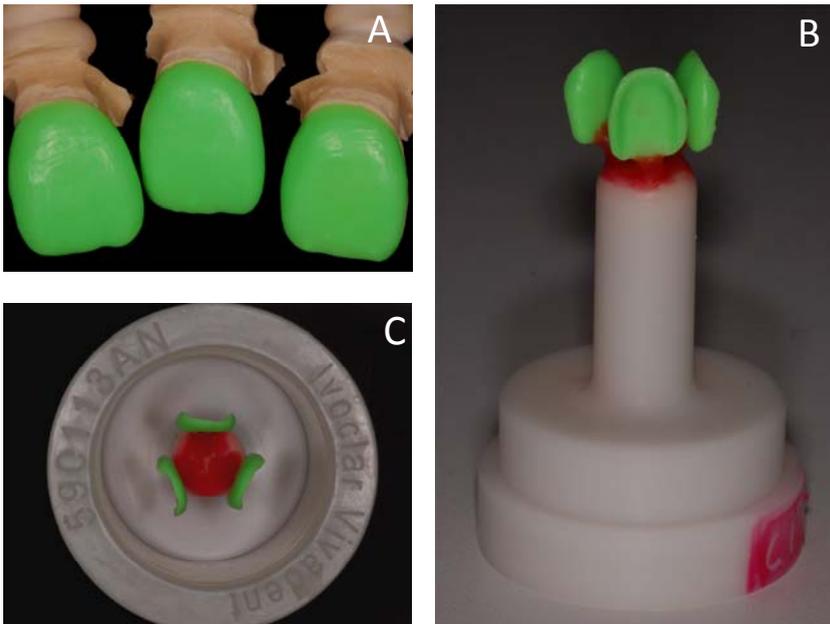
**Figura 9** – Etapas de construção da faceta de cerâmica feldspática sobre o modelo refratário. Após a queima da primeira camada do material cerâmico (A). Aplicação da segunda camada do material cerâmico (B). Após a queima da segunda camada (C). Aplicação da terceira camada (D)



**Figura 10** – Facetas confeccionadas pelo método de aglutinação

#### 4.4.2 G2: Método da Cerâmica Injetada

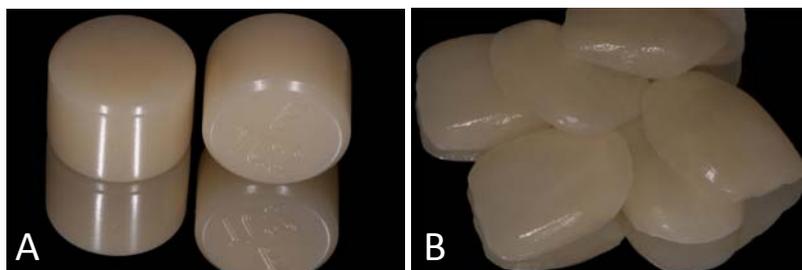
Para a confecção das facetas pelo método da cerâmica injetada foi utilizado o sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Após a aplicação do espaçador sobre o modelo de gesso, as restaurações foram esculpidas em cera e incluídas em um revestimento. Inicialmente, para o procedimento de inclusão, três enceramentos foram fixados em um anel através de *sprues* de cera. A seguir, um cilindro de borracha e um anel estabilizador foram encaixados na base do anel de inclusão, e o revestimento IPS Empress Speed (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi então lentamente aplicado no interior deste conjunto (FIG. 11).



**Figura 11** – Padrão em cera das restaurações (A). Encheramentos fixados no anel de inclusão (B). Cilindro de borracha encaixado na base do anel com o enceramento no seu interior (C)

Após a presa do material de revestimento, o cilindro contendo os enceramentos no seu interior foi pré-aquecido em um forno convencional durante uma hora a 850°C para evaporação da cera. Após este período, a pastilha cerâmica (IPS Empress Esthetic, Ivoclar

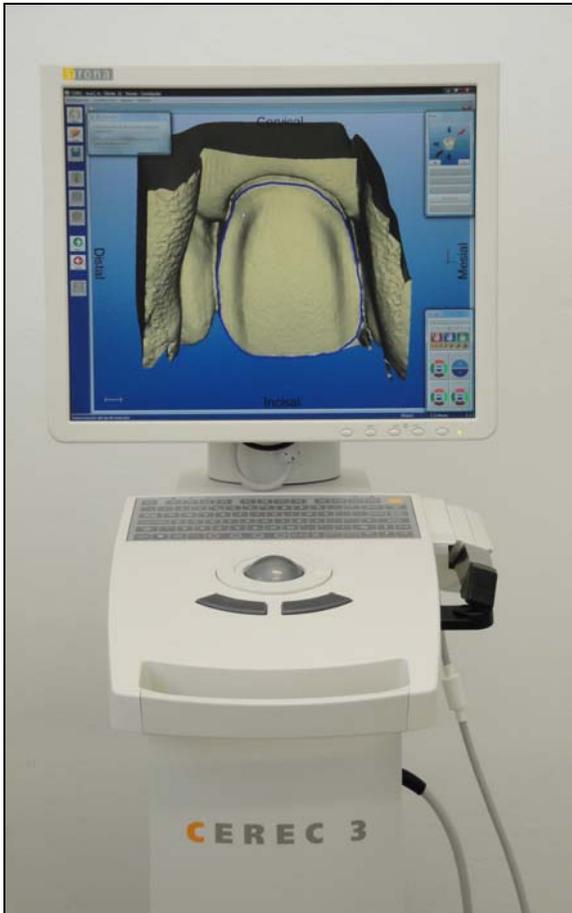
Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi injetada sob pressão hidrostática a vácuo dentro do material de revestimento, substituindo, desta forma, o lugar da cera. Esse processo foi realizado no forno de injeção EP 500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) a uma temperatura de 1.075°C. Após a remoção do revestimento foram realizados os procedimentos de glazeamento e cocção final no forno Programat (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Todas as facetas deste grupo foram realizadas pelo mesmo técnico de laboratório (FIG. 12).



**Figura 12** – Pastilhas cerâmicas utilizadas (A).  
Facetas confeccionadas pelo método da cerâmica injetada (B)

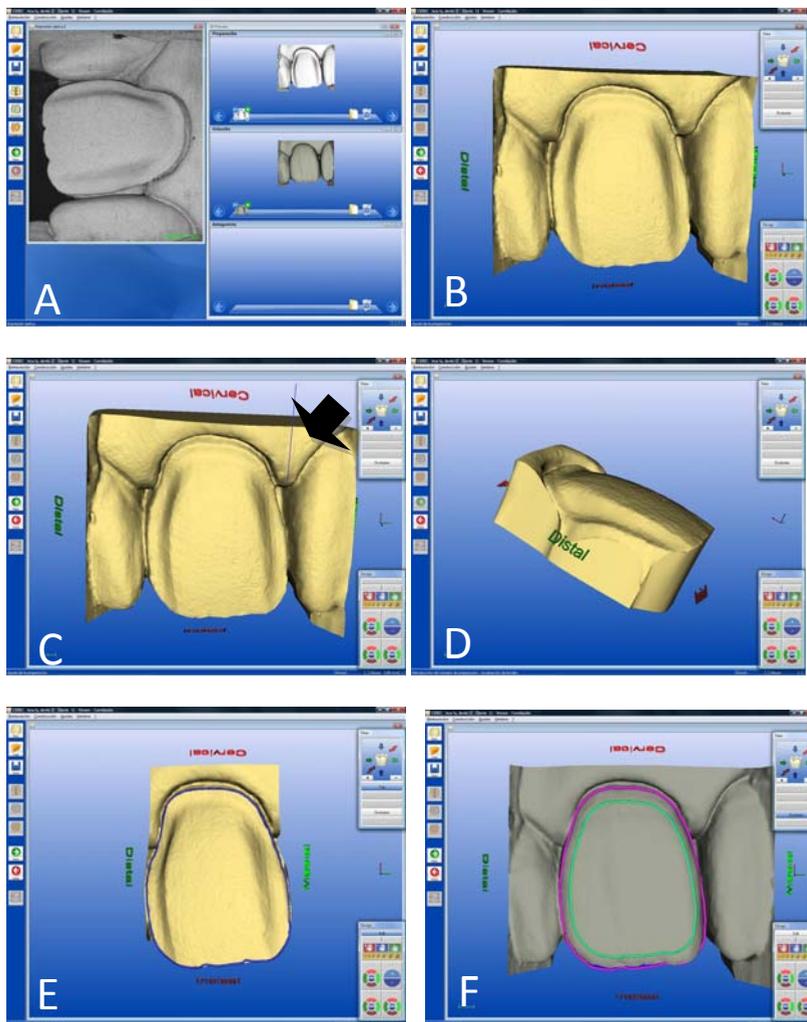
#### 4.4.3 G3: Método Computadorizado

O sistema CEREC 3 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) foi utilizado na confecção das facetas cerâmicas pelo método computadorizado (FIG. 13). O primeiro passo consistiu na determinação das características da restauração a ser construída: (a) Tipo de Restauração: Faceta; (b) Procedimento de Construção: Correlação; (c) Dente: 11. Para a confecção da faceta pelo modo de correlação, inicialmente foi realizada a captura da imagem do dente a ser “copiado”, ou seja, do dente hígido sem qualquer tipo de desgaste. Na seqüência, a imagem do dente preparado foi capturada, através da aplicação de um spray de contraste sobre a superfície dental, conforme descrito anteriormente (item 4.3).



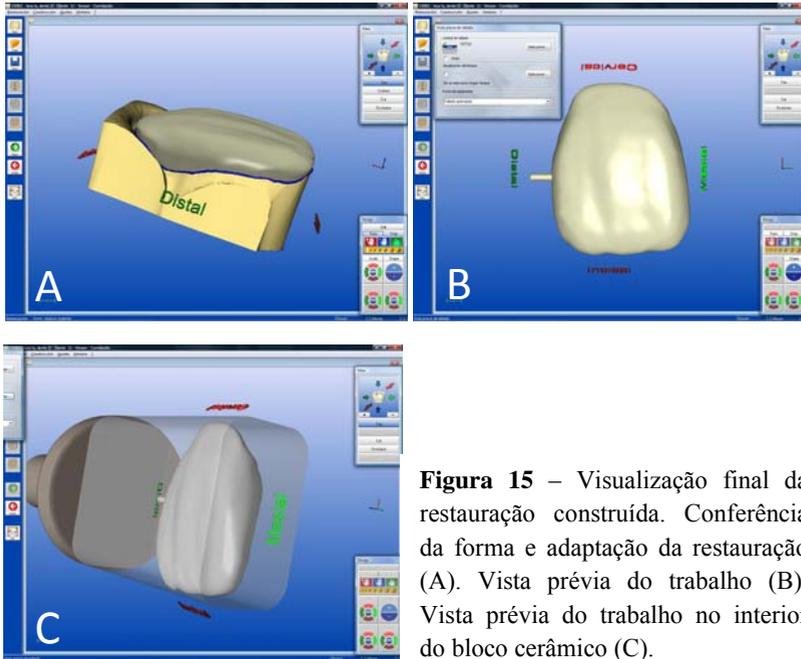
**Figura 13** – Equipamento utilizado no planejamento das facetas

As imagens capturadas foram então armazenadas no software CEREC 3D (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha), e uma representação tridimensional do preparo ficou disponível para o início da construção da restauração, que consistiu em quatro passos: (1) recorte dos dentes adjacentes para visualização de todas as margens do preparo, (2) delimitação manual da margem do preparo (linha azul), (3) conferência da linha de contato proximal sugerida pelo programa (linha rosa), e (4) aceitação da linha de cópia sugerida pelo programa (linha verde) (FIG. 14).



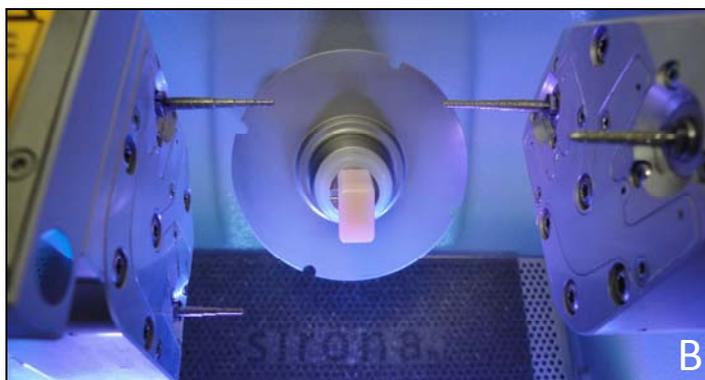
**Figura 14** – Imagens capturadas do dente hígido e dente preparado (A). Visualização tridimensional da imagem capturada (B). Início do recorte indicado pela seta em preto (C). Visualização da margem distal do preparo (D). Preparo delimitado (linha azul) (E). Linha do contato proximal (rosa) e linha de cópia (verde) (F)

Após a conclusão destas etapas, a restauração concluída foi acessada em todas as direções para conferência da forma e adaptação à margem do preparo (FIG. 15). Antes da fresagem, o parâmetro espaçamento interno foi definido e padronizado para todas as restaurações no valor igual a 0 µm. De acordo o manual de operação do CEREC 3D (Software versão 3.0X), este deve ser o valor adotado quando é feita a utilização do spray de contraste.

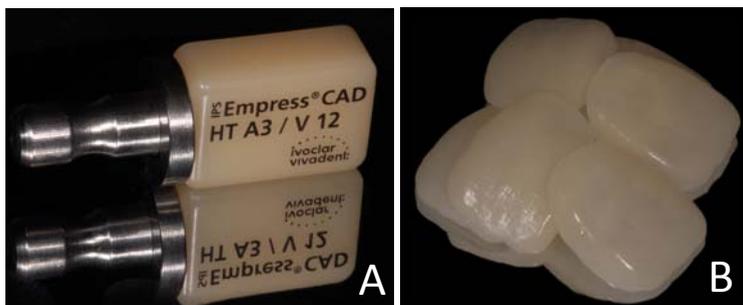


**Figura 15** – Visualização final da restauração construída. Conferência da forma e adaptação da restauração (A). Vista prévia do trabalho (B). Vista prévia do trabalho no interior do bloco cerâmico (C).

O bloco IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi posicionado na unidade fresadora (inLab MC XL, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) para confecção da faceta (FIG. 16). O tempo de fresagem de cada faceta foi de aproximadamente 10 minutos. O polimento final foi realizado com disco de pêlo de carneiro e pasta diamantada (3µm, KG Sorensen, São Paulo, Brasil). Todas as facetas foram confeccionadas pelo mesmo operador previamente treinado (FIG. 17).



**Figura 16** – Equipamento utilizado na fresagem dos blocos (A).  
Vista aproximada do bloco posicionado (B)



**Figura 17** – Bloco cerâmico utilizado (A).  
Facetas confeccionadas pelo método computadorizado (B)

#### 4.5 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL

A adaptação marginal foi determinada, antes e após o ajuste interno das facetas, através da medição do valor máximo da discrepância entre a margem da restauração e a margem do preparo dental em diferentes regiões (cervical, ângulo méso-gengival, mesial, distal, ângulo disto-gengival e incisal). Inicialmente, a faceta foi assentada com leve pressão sobre o dente preparado e estabilizada com um anel elástico ortodôntico, introduzido com o auxílio de uma pinça porta grampos (FIG. 18). Um único anel elástico foi utilizado para cada restauração a fim de padronizar a força aplicada sobre as restaurações.



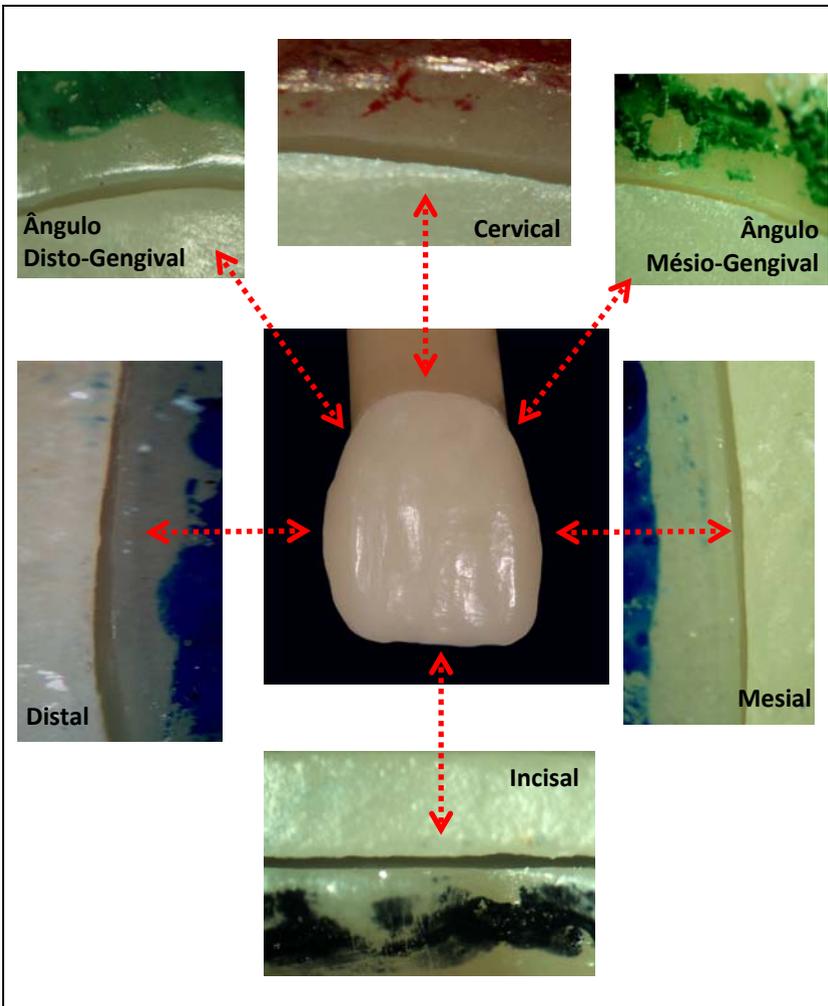
**Figura 18** – Estabilização da faceta sobre o dente preparado com um anel elástico ortodôntico.

Após a estabilização, o correto assentamento da faceta sobre o preparo foi verificado com o auxílio de uma sonda exploradora. O próximo passo consistiu na colocação do conjunto (dente preparado + faceta + anel elástico) em uma guia de silicone de condensação (consistência densa). Quatro guias de silicone foram confeccionadas (cervical, mesial, distal e incisal) para que as tomadas fotográficas fossem realizadas sempre na mesma posição, padronizando, assim, o paralelismo entre a superfície a ser analisada e a objetiva do microscópio (FIG. 19)



**Figura 19** – Guias de silicone de condensação (incisal, distal, mesial e cervical) confeccionadas para as tomadas fotográficas (A). Guia distal (B). Conjunto (dente preparado + faceta + anel elástico) posicionado sobre a guia distal (C)

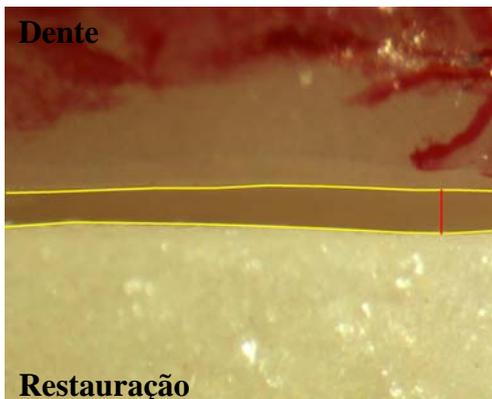
A captura das imagens foi realizada no Laboratório de Fisiologia do Desenvolvimento e Genética Vegetal do Departamento de Fitotecnia do Centro de Ciências Agrárias da Universidade Federal de Santa Catarina. As tomadas fotográficas foram feitas em microscópio óptico (Estéreo Microscópio, Olympus SZH10, Japão) com um aumento de 70 vezes. Em determinadas situações, foi necessário capturar mais de uma imagem para enquadrar toda a superfície em questão. Por este motivo, as margens do preparo foram delimitadas com caneta de retroprojeter nas cores vermelha (cervical), azul (distal e mesial), verde (ângulos méso-gengival e disto-gengival) e preta (incisal), conforme a Figura 20.



**Figura 20** – Visualização de algumas imagens capturadas pelo microscópio óptico

Para a medição da interface dente-restauração foi utilizado um programa para análise de imagens (Image-Pro Plus, versão 6.0). Para cada região, inicialmente, foi determinada visualmente a área com maior discrepância. Em caso de dúvida, foi utilizado um recurso do programa que mede a distância entre dois pontos. Após a definição da região a ser medida, uma linha foi traçada sobre a margem do preparo e outra linha sobre a margem da restauração e, o próprio programa disponibilizou a

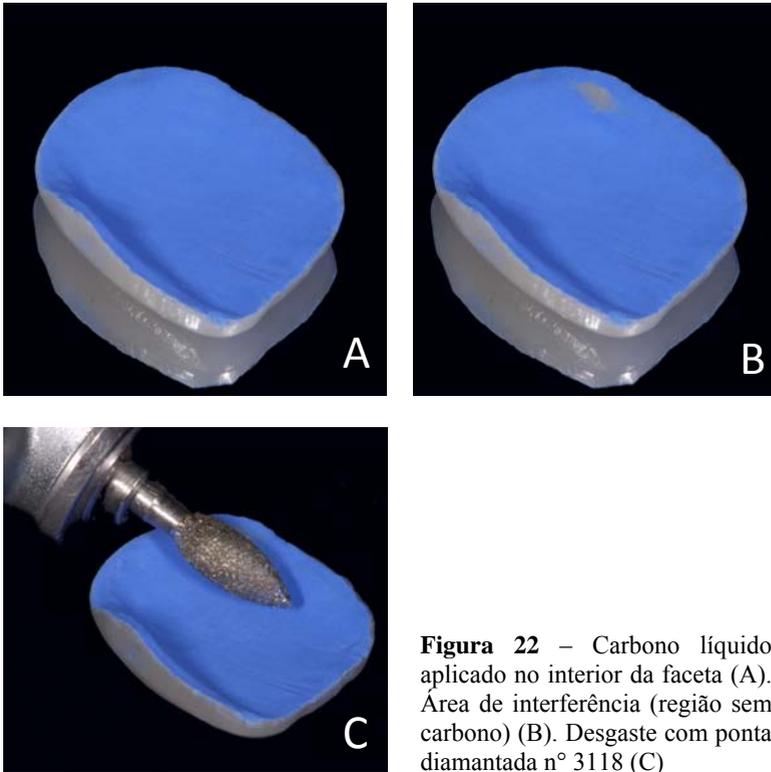
distância máxima entre as linhas sendo este o resultado utilizado para a determinação do valor da discrepância marginal (FIG. 21).



**Figura 21** – Determinação do valor máximo da discrepância marginal. Linha amarela: superior sobre a margem do preparo e inferior sobre a margem da restauração. Linha vermelha: maior distância entre as linhas amarelas = discrepância marginal.

Todas as facetas foram submetidas ao ajuste na sua superfície interna com o auxílio de um carbono líquido (Super Filme KOTA, Kota, São Paulo, Brasil). O carbono líquido foi aplicado no interior da faceta com o auxílio de um pincel, conforme as recomendações do fabricante. Em seguida, a restauração foi assentada sobre o dente preparado e, áreas de interferência (regiões sem o carbono) foram desgastadas com o auxílio de uma ponta diamantada na forma de chama n° 3118 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil). O procedimento foi realizado cuidadosamente. Quando necessário, o processo foi repetido por até mais duas vezes (FIG. 22). Após o ajuste interno, a documentação fotográfica e a medição da discrepância marginal foram novamente realizadas, conforme descrito anteriormente.

Todas as medições foram realizadas pelo mesmo examinador, previamente treinado e calibrado. Para validação da reprodutibilidade das medições, no início do estudo, 10% das amostras foram medidas duas vezes com intervalo de 1 semana entre cada medição.



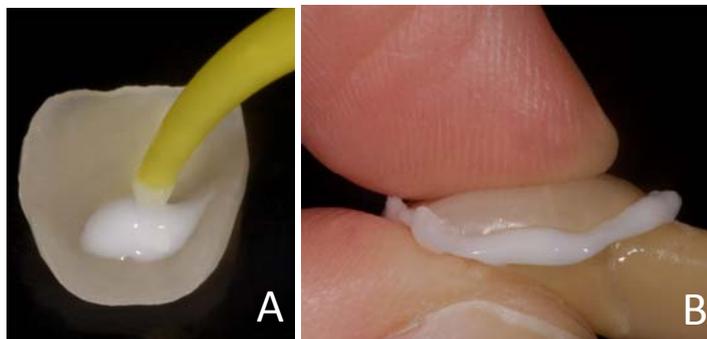
**Figura 22** – Carbono líquido aplicado no interior da faceta (A). Área de interferência (região sem carbono) (B). Desgaste com ponta diamantada nº 3118 (C)

#### 4.6 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO INTERNA

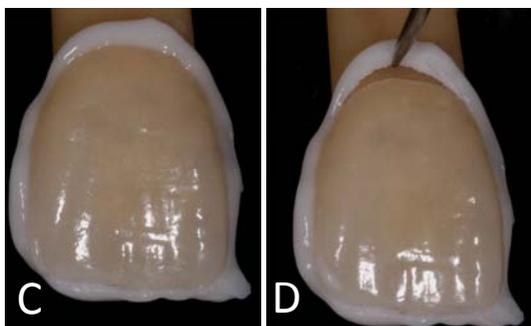
A adaptação interna foi avaliada somente após o ajuste interno das facetas em função do risco de se danificar a margem e/ou fraturar a restauração durante o procedimento, que consistiu na medição da espessura de película de um silicone de adição (Fit Checker II, GC Corporation, Tokyo, Japão) utilizado para simular a cimentação da faceta. Este material, especialmente desenvolvido para checar a adaptação interna de restaurações indiretas antes da cimentação, apresenta-se na forma de cartucho, onde a pasta base e a pasta catalisadora são misturadas, em igual proporção, com o auxílio de uma ponta misturadora.

Inicialmente, o silicone foi dispensado no interior da faceta, e o conjunto posicionado sobre o dente preparado, com leve pressão digital, simulando a cimentação da faceta. A pressão digital foi mantida durante

1 minuto (tempo de presa do material). Após este período, os excessos marginais foram removidos, com o auxílio de uma sonda exploradora, ao mesmo tempo em que era avaliado o correto assentamento e adaptação da restauração (FIG. 23).

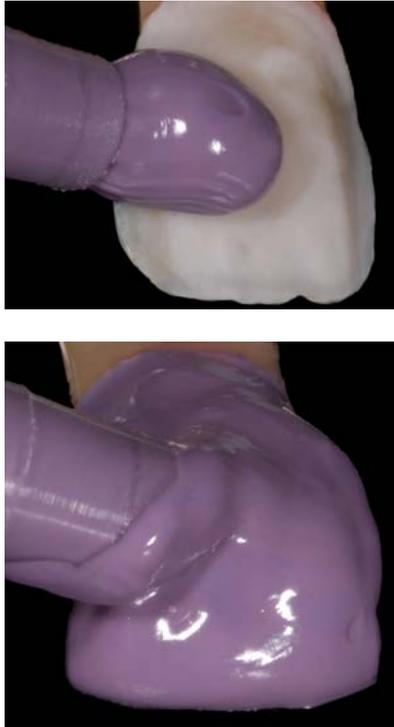


**Figura 23** – Colocação do silicone no interior da faceta (A). Pressão digital durante 1 minuto (B). Extravasamento do material por todas as margens (C). Remoção dos excessos e verificação da adaptação (D)



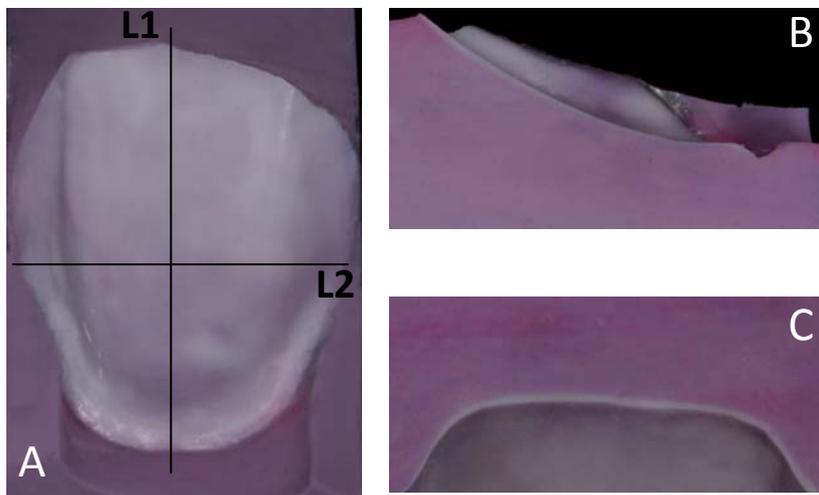
Em todas as amostras, após a separação da faceta, a película de silicone permaneceu intacta sobre o dente preparado. O próximo passo consistiu na captura da película de silicone com um silicone de adição de consistência média (Examix™ NDS, GC Corporation, Tokyo, Japão). Este material foi aplicado, com o auxílio de uma ponta misturadora, sobre a película prévia, formando uma dupla camada de silicone, uma na coloração branca e a outra na coloração roxa, com o contraste formado entre elas favorecendo a medição da adaptação interna (FIG. 24). Para a regularização e padronização da superfície externa da segunda camada, antes da separação do silicone do dente, o conjunto foi fixado em uma base, mantendo a mesma posição para todas as amostras, e incluído em um pequeno molde plástico contendo o

silicone de adição roxo no seu interior. O objetivo deste procedimento foi padronizar o paralelismo entre a superfície a ser analisada e a objetiva do microscópio durante a captura das imagens.



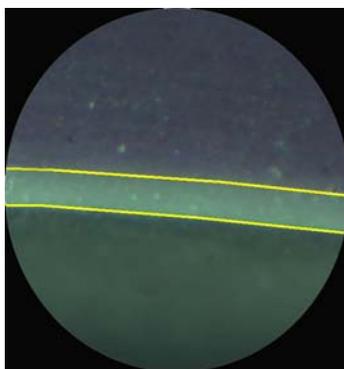
**Figura 24** – Procedimento de captura da película através da aplicação do silicone de adição de coloração roxa

Após a presa e desinclusão do bloco de silicone, os excessos por palatal foram removidos e, dois cortes foram realizados, com o auxílio de uma lâmina de bisturi, na região central: o primeiro no sentido vestibulo-palatal e o segundo no sentido méso-distal (FIG. 25). As tomadas fotográficas foram feitas com um microscópio óptico (Estéreo Microscópio, Olympus SZH10, Japão), em um aumento de 15 vezes, na porção mesial do corte vestibulo-palatal e na porção cervical do corte méso-distal. A medição da película interna foi realizada através do programa Image-Pro Plus (versão 6.0).



**Figura 25** – Representação esquemática da posição do recorte do bloco de silicone. L1(linha 1) representa o corte vestibulo-palatal e L2 (linha 2) representa o corte méσιο-distal (A) Resultado do corte vestibulo-palatal (B) Resultado do corte méσιο-distal (C)

Para determinação da espessura da película interna, tanto no sentido vestibulo-palatal quanto no sentido méσιο-distal, duas linhas foram traçadas, sobre os limites do silicone de coloração branca e em toda a sua extensão. O próprio programa disponibilizou a média da distância entre estas linhas sendo este o resultado da adaptação interna (FIG. 26).



**Figura 26** – Vista aproximada de uma porção do corte vestibulo-palatal com as linhas de medição da espessura da película interna.

#### 4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para validação da reprodutibilidade intra-examinador os dados das medições da recontagem de 10% das amostras foram submetidos ao Coeficiente de Correlação Intra-classe.

Os resultados da adaptação marginal e da adaptação interna foram submetidos ao teste de variância (ANOVA) seguido do teste *post-hoc* de Student-Newman-Keuls, nível de significância igual a 0,05.

Para verificar a presença ou não de diferença entre os resultados da adaptação marginal antes e após o ajuste os dados foram submetidos ao teste-*t* pareado, nível de significância igual a 0,05.

Todas as análises foram realizadas pelo software SPSS (versão 12.0).

## 5 RESULTADOS

A reprodutibilidade intra-examinador foi igual a 0,99, o que significa que houve alta consistência interna das contagens.

### 5.1 ADAPTAÇÃO MARGINAL

O valor máximo da discrepância marginal antes e após o ajuste de cada espécime, bem como as médias e desvios-padrão dos grupos, estão dispostos nas tabelas 6 e 7. De acordo com a análise estatística dos resultados, observou-se não haver diferença significativa entre os grupos em relação à adaptação marginal antes ( $p = 0,398$ ) e após o ajuste ( $p = 0,365$ ).

**Tabela 6** – Valores da discrepância marginal **antes** do ajuste, em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Valores máximos e mínimos de cada grupo estão indicados em vermelho e verde, respectivamente.

| Espécime          | G1                               | G2                               | G3                              |
|-------------------|----------------------------------|----------------------------------|---------------------------------|
|                   | Aglutinação                      | Cerâmica Injetada                | Computadorizado                 |
| A                 | 59,3                             | 62,2                             | 63,6                            |
| B                 | 77,1                             | 67,9                             | <b>86,1</b>                     |
| C                 | 67,7                             | 64,7                             | 72,9                            |
| D                 | 75,4                             | 66,2                             | 85,0                            |
| E                 | 65,3                             | <b>86,5</b>                      | 68,4                            |
| F                 | <b>59,0</b>                      | <b>51,6</b>                      | <b>58,4</b>                     |
| G                 | <b>96,8</b>                      | 54,5                             | 64,6                            |
| H                 | 67,2                             | 79,1                             | 78,2                            |
| I                 | 81,0                             | 74,5                             | 76,2                            |
| J                 | 93,4                             | 72,6                             | 85,1                            |
| <b>Média (DP)</b> | <b>74,22 (13,16)<sup>a</sup></b> | <b>67,98 (10,69)<sup>a</sup></b> | <b>73,85 (9,92)<sup>a</sup></b> |

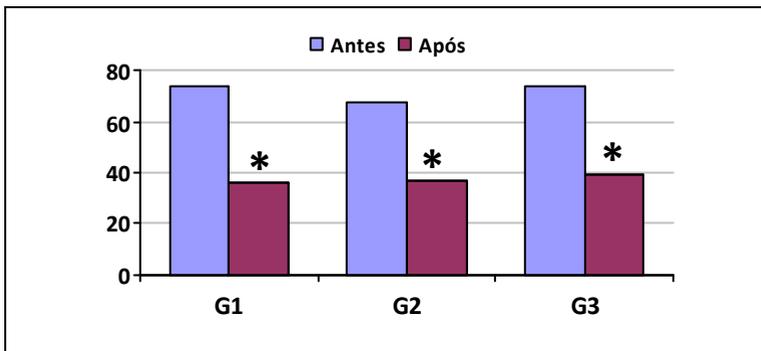
Média e Desvio-Padrão (DP) seguidos de letras iguais são estatisticamente iguais, ANOVA ( $p = 0,398$ ).

**Tabela 7** – Valores da discrepância marginal **após** o ajuste, em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Valores máximos e mínimos de cada grupo estão indicados em vermelho e verde, respectivamente.

| Espécime          | G 1                             | G 2                            | G3                              |
|-------------------|---------------------------------|--------------------------------|---------------------------------|
|                   | Aglutinação                     | Cerâmica Injetada              | Computadorizado                 |
| A                 | 35,8                            | 35,7                           | <b>45,4</b>                     |
| B                 | <b>50,3</b>                     | 38,6                           | 40,7                            |
| C                 | 27,9                            | 35,6                           | 34,9                            |
| D                 | <b>22,7</b>                     | 38,8                           | 41,7                            |
| E                 | 38,1                            | 36,4                           | 37,1                            |
| F                 | 30,7                            | 31,8                           | 41,3                            |
| G                 | 40,8                            | 35,0                           | <b>30,4</b>                     |
| H                 | 39,6                            | <b>43,7</b>                    | 40,9                            |
| I                 | 44,3                            | 39,2                           | 38,9                            |
| J                 | 30,3                            | <b>31,3</b>                    | 44,3                            |
| <b>Média (DP)</b> | <b>36,05 (8,28)<sup>a</sup></b> | <b>36,61(3,68)<sup>a</sup></b> | <b>39,56 (4,46)<sup>a</sup></b> |

Média e Desvio-Padrão (DP) seguidos de letras iguais são estatisticamente iguais, ANOVA ( $p = 0,365$ ).

Para verificar a presença ou não de diferença na discrepância marginal antes e após o ajuste, os dados foram submetidos ao teste-*t* pareado. De acordo com os resultados, observou-se uma melhora significativa na adaptação marginal em todos os grupos ( $p < 0,05$ ), conforme representado no gráfico 1.



**Gráfico 1** – Representação gráfica da média dos valores de discrepância marginal antes e após o ajuste. (\*): diferença significativa dentro de cada grupo antes e após o ajuste, teste-*t* pareado ( $p < 0,05$ ). Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ).

Quando a análise dos resultados foi realizada de acordo com a região do preparo dental, não houve diferença estatística entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Entretanto, observou-se diferença significativa dentro dos grupos G1 e G3 antes do ajuste e em todos os grupos após o ajuste (TAB. 8 e 9).

**Tabela 8** – Discrepância marginal dos diferentes grupos experimentais (média  $\pm$  desvio-padrão), **antes** do ajuste, de acordo com a região do preparo dental. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Valores máximos de cada grupo estão indicados em vermelho.

| Região do preparo | G1<br>Aglutinação              | G2<br>Cerâmica<br>Injetada    | G3<br>Computadorizado          |
|-------------------|--------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
| <b>Cervical</b>   | 99,9 $\pm$ 43,4 <sup>Ab</sup>  | 85,4 $\pm$ 38,1 <sup>Aa</sup> | 101,7 $\pm$ 25,6 <sup>Ac</sup> |
| <b>Ângulo MG</b>  | 75,6 $\pm$ 29,3 <sup>Aab</sup> | 85,0 $\pm$ 27,3 <sup>Aa</sup> | 89,5 $\pm$ 30,1 <sup>Abc</sup> |
| <b>Mesial</b>     | 59,5 $\pm$ 17,5 <sup>Aa</sup>  | 54,0 $\pm$ 13,3 <sup>Aa</sup> | 58,5 $\pm$ 12,7 <sup>Aa</sup>  |
| <b>Ângulo DG</b>  | 70,9 $\pm$ 33,5 <sup>Aab</sup> | 56,3 $\pm$ 17,9 <sup>Aa</sup> | 68,4 $\pm$ 31,7 <sup>Aab</sup> |
| <b>Distal</b>     | 51,0 $\pm$ 19,6 <sup>Aa</sup>  | 68,9 $\pm$ 31,8 <sup>Aa</sup> | 50,1 $\pm$ 18,7 <sup>Aa</sup>  |
| <b>Incisal</b>    | 88,2 $\pm$ 39,1 <sup>Aab</sup> | 58,2 $\pm$ 36,4 <sup>Aa</sup> | 75,0 $\pm$ 21,1 <sup>Aab</sup> |

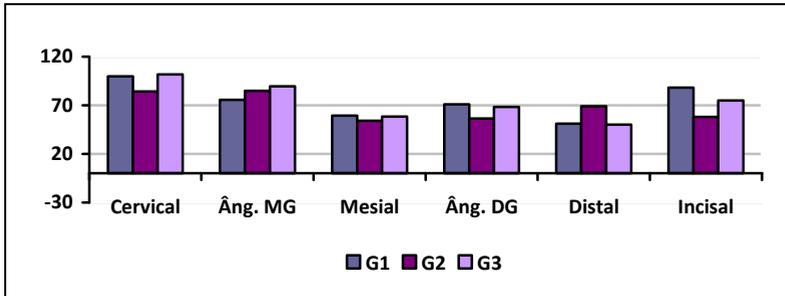
Médias seguidas por letras maiúsculas (linha) e letras minúsculas (colunas) iguais são estatisticamente iguais, ANOVA seguido do teste Student-Newman-Keuls ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 9** – Discrepância marginal dos diferentes grupos experimentais (média  $\pm$  desvio-padrão), **após** o ajuste, de acordo com a região do preparo dental. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Valores máximos de cada grupo estão indicados em vermelho.

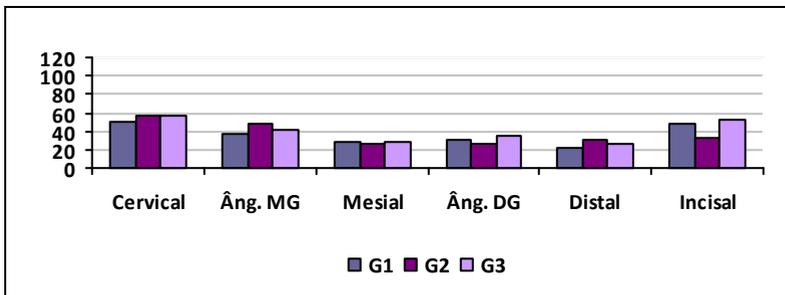
| Região do preparo | G1<br>Aglutinação               | G2<br>Cerâmica<br>Injetada    | G3<br>Computadorizado          |
|-------------------|---------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
| <b>Cervical</b>   | 50,2 $\pm$ 18,4 <sup>Ac</sup>   | 55,7 $\pm$ 24,3 <sup>Ab</sup> | 57,4 $\pm$ 18,8 <sup>Ad</sup>  |
| <b>Ângulo MG</b>  | 36,6 $\pm$ 16,7 <sup>Aab</sup>  | 48,1 $\pm$ 13,0 <sup>Aa</sup> | 41,6 $\pm$ 13,1 <sup>Aab</sup> |
| <b>Mesial</b>     | 29,4 $\pm$ 12,5 <sup>Aabc</sup> | 25,5 $\pm$ 8,4 <sup>Ab</sup>  | 27,6 $\pm$ 7,3 <sup>Abc</sup>  |
| <b>Ângulo DG</b>  | 29,7 $\pm$ 6,2 <sup>Aa</sup>    | 26,7 $\pm$ 6,8 <sup>Aa</sup>  | 33,9 $\pm$ 11,7 <sup>Aa</sup>  |
| <b>Distal</b>     | 22,7 $\pm$ 8,2 <sup>Aab</sup>   | 30,1 $\pm$ 11,1 <sup>Aa</sup> | 25,5 $\pm$ 8,6 <sup>Aab</sup>  |
| <b>Incisal</b>    | 47,7 $\pm$ 24,8 <sup>Abc</sup>  | 33,5 $\pm$ 14,0 <sup>Aa</sup> | 51,4 $\pm$ 16,3 <sup>Ac</sup>  |

Médias seguidas por letras maiúsculas (linha) e letras minúsculas (colunas) iguais são estatisticamente iguais, ANOVA seguido do teste Student-Newman-Keuls ( $p < 0,05$ ).

Embora não tenha sido encontrado um padrão na ordem da distribuição das regiões com maior ou menor discrepância, a cervical apesar de ser estatisticamente semelhante a outras regiões apresentou em todos os grupos – antes e após o ajuste - a maior média de discrepância. A representação gráfica destes resultados encontra-se nos gráficos 2 e 3.



**Gráfico 2** – Representação gráfica das médias da discrepância marginal dos grupos experimentais antes do ajuste, distribuídas conforme a região do preparo dental. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ).



**Gráfico 3** – Representação gráfica das médias da discrepância marginal dos grupos experimentais após o ajuste, distribuídas conforme a região do preparo dental. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ).

Os resultados do teste *post-hoc* Student-Newman-Keuls encontram-se no Apêndice E.

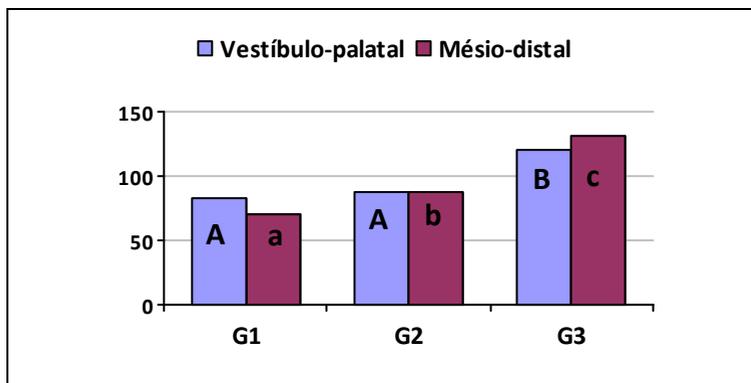
## 5.2 ADAPTAÇÃO INTERNA

Os resultados da adaptação interna mostraram diferença significativa entre os grupos, tanto no sentido vestibulo-palatal ( $G1 = G2, G3 \neq G1$  e  $G3 \neq G2$ ), quanto no sentido méso-distal ( $G1 \neq G2 \neq G3$ ), sendo que o G3 (método computadorizado) apresentou valores de espessura de película interna significativamente maior que os demais grupos nos dois sentidos. Dentro de cada grupo, não houve diferença significativa entre a adaptação interna vestibulo-palatal e a adaptação interna méso-distal (TAB. 10). A representação gráfica destes resultados encontra-se no gráfico 4.

**Tabela 10** – Resultado da adaptação interna vestibulo-palatal e méso-distal. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ).

| Grupos    | Vestíbulo-palatal                | Mésio-distal                     |
|-----------|----------------------------------|----------------------------------|
| <b>G1</b> | 82,25 $\pm$ 17,93 <sup>Aa</sup>  | 69,49 $\pm$ 15,88 <sup>Aa</sup>  |
| <b>G2</b> | 87,74 $\pm$ 19,80 <sup>Aa</sup>  | 87,70 $\pm$ 17,77 <sup>Ab</sup>  |
| <b>G3</b> | 120,97 $\pm$ 11,07 <sup>Ab</sup> | 131,45 $\pm$ 12,24 <sup>Ac</sup> |

Médias  $\pm$  desvios-padrão seguidos por letras maiúsculas (linha) e letras minúsculas (colunas) iguais são estatisticamente iguais, ANOVA seguido do teste Student-Newman-Keuls ( $p < 0,05$ ).



**Gráfico 4** - Representação gráfica da média dos valores da adaptação interna vestibulo-palatal e méso-distal. Valores expressos em micrometro ( $\mu\text{m}$ ). Médias seguidas por letras maiúsculas iguais são estatisticamente semelhantes e por letras minúsculas diferentes são estatisticamente diferentes.

## 6 DISCUSSÃO

Vários estudos clínicos e laboratoriais vêm sendo desenvolvidos com facetas cerâmicas. A adaptação marginal e interna destas restaurações, investigadas no presente estudo, são fatores importantes a serem avaliados, pois podem interferir na longevidade destas restaurações. Neste estudo optou-se pela utilização de dentes artificiais em função da dificuldade na obtenção de incisivos centrais superiores extraídos e intactos. Isto permitiu simular uma situação clínica, com a utilização de um modelo dental, tornando esta pesquisa laboratorial mais próxima da realidade clínica. O preparo dental e a confecção das facetas foram realizados com referência nos dentes adjacentes, onde as regiões de ponto de contato foram obedecidas e todas as etapas laboratoriais, incluindo o troquelamento dos modelos, precisaram ser executadas.

Embora o índice de falhas observado nos dentes restaurados com facetas cerâmicas seja relativamente baixo, com uma taxa de sucesso superior a 93%, normalmente elas estão relacionadas à fratura da cerâmica, à descoloração marginal, e à discrepância marginal (CALAMIA, 1989; GRISWOLD et al., 1991; NORDBO; RYGH-THORESEN; HENAUG, 1994; STRASSLER, WEINER, 1995; FRIEDMAN, 1998; KIHN; BARNES, 1998; PEUMANS et al., 2004; CHEN et al., 2005; LAYTON; WALTON, 2007). Após 10 anos de avaliação clínica, a taxa de fratura encontrada foi de até 11%, a descoloração marginal de até 19%, e a discrepância marginal de até 20% (STRASSLER, WEINER, 1995; PEUMANS et al., 2004). Estes resultados enfatizam a importância da avaliação da adaptação marginal e interna das facetas cerâmicas. Vale ressaltar que na maioria destes estudos as facetas eram de porcelana feldspática, confeccionadas pelo método de aglutinação do pó cerâmico a um líquido sobre modelo refratário ou lâmina de platina.

Diferentes tipos de preparo para facetas têm sido recomendados, podendo variar desde a não execução de qualquer tipo de desgaste dental até desgastes com 1,0 mm de espessura, e com ou sem redução incisal (CALAMIA, 1989; COYNE; WILSON, 1994; NORDBO; RYGH-THORESEN; HENAUG, 1994; MEIJERING et al., 1997; SHAINI; SHORTALL; MARQUIS, 1997; PEUMANS et al., 2004; FRADEANI; REDEMAGNI; CORRADO, 2005). A espessura do desgaste dental dependerá da situação clínica encontrada, onde os dentes com maior grau de escurecimento necessitarão de desgastes mais profundos, e dentes com inclinação para a lingual poderão ser preparados com desgastes menos profundos. O importante é observar

que o desgaste dental deve ser uniforme, permitindo, assim, a confecção da faceta cerâmica com uma espessura uniforme e adequada (NATTRESS et al., 1995; BRUNTON; AMINIAN; WILSON, 2000). Devido à controvérsia em relação ao recobrimento ou não do bordo incisal nos preparos dentais para facetas cerâmicas alguns estudos clínicos e laboratoriais foram desenvolvidos. De acordo com os resultados, observou-se que a redução ou não do bordo incisal não influenciou na longevidade destas restaurações e na satisfação dos pacientes em relação à estética (NORDBO; RYGH-THORESEN; HENAUG, 1994; MEIJERING et al., 1997; 1998; SMALES; ETEMADI, 2004). Além disso, não interferiu na resistência à fratura dos dentes restaurados com facetas cerâmicas (CASTELNUOVO et al., 2000; HAHN; GUSTAV; HELLWIG, 2000; STAPPERT et al., 2005). Hekimoglu; Anil; Yalçin (2004) demonstraram que dentes com redução incisal de 0,5 mm e presença de degrau palatal apresentaram maior infiltração na região incisal quando comparados aos dentes sem redução incisal, embora o tipo de preparo não tenha influenciado na microinfiltração na região cervical. No presente estudo optou-se por realizar o preparo dental sem redução incisal, assim como a maioria dos estudos *in vitro* que avaliaram a adaptação das facetas cerâmicas (HARASANI; ISISDOR; KAABER, 1991; SORENSEN et al., 1992; SIM; IBBETSON, 1993; LIM; IRONSIDE, 1997; SUH; JOHNSON; WHITE, 1997; CHRISTGAU et al., 1999).

Atualmente, as facetas cerâmicas podem ser confeccionadas pelo método de aglutinação (técnica do modelo refratário), método da cerâmica injetada (sistema IPS Empress) e método computadorizado (sistema CEREC). Todos os materiais cerâmicos utilizados neste experimento são capazes de restabelecer a estética. Além de ser uma característica inerente à cerâmica, a melhora na composição tanto da porcelana feldspática (VITA VM 7, VITA Zahnfabrik) quanto das pastilhas e blocos de IPS Empress (IPS Empress Esthetic, e IPS Empress CAD; Ivoclar Vivadent) permitem a dispersão natural da luz resultando em uma restauração com aparência natural. O IPS Empress Esthetic e o IPS Empress CAD apresentam a mesma composição, mas diferem entre si de acordo com o sistema que será utilizado. O IPS Empress Esthetic foi desenvolvido para ser empregado juntamente com o sistema de cerâmica injetada (IPS Empress) e o IPS Empress CAD com o sistema computadorizado (CEREC). De acordo com o fabricante, estes materiais diferem do IPS Empress original por apresentarem cristais de leucita menores, com uma distribuição mais homogênea e em maior densidade conferindo assim melhores resultados estéticos

(Scientific documentation IPS Empress Esthetic, 2004; Scientific documentation IPS Empress CAD, 2006). De acordo com o fabricante (VITA VM7 Manual de instruções, 2008), a cerâmica feldspática empregada neste estudo - Cerâmica Feldspática VITA VM 7 (VITA Zahnfabrik) também apresentou melhora nas suas propriedades em relação à porcelana convencional (VITADUR ALPHA) através da introdução de partículas mais finas e com distribuição mais homogênea conferindo assim maior lisura de superfície, e resistência à flexão 20% maior (106 MPa) quando comparadas às porcelanas convencionais (80 MPa). Uma das vantagens das cerâmicas reforçadas por leucita (IPS Empress, Ivoclar Vivadent) em relação às cerâmicas convencionais era a resistência flexural em torno de 160 MPa versus 80 MPa. Entretanto, com a melhora das propriedades da cerâmica convencional, esta diferença foi reduzida para 160 MPa versus 106 MPa. O método da cerâmica injetada e o método computadorizado apresentam a vantagem de confeccionarem as facetas cerâmicas a partir de blocos e pastilhas cerâmicas pré-fabricadas, o que lhes confere características de um material sólido, homogêneo, sem imperfeições e com um melhor controle de qualidade (TROST; STINES; BURT, 2006). Já no método de aglutinação há um risco maior de incorporação de bolhas e falhas durante os procedimentos de aglutinação, na aplicação das diferentes camadas do material sobre o troquel refratário e nos processos de queima do material até a finalização da restauração.

De acordo com os resultados da adaptação marginal, não houve diferença significativa entre os diferentes métodos de confecção das facetas cerâmicas. A média dos valores da discrepância marginal antes do ajuste variou entre  $67,98 \pm 10,69 \mu\text{m}$  a  $74,22 \pm 13,16 \mu\text{m}$ . Existem poucos estudos disponíveis na literatura para comparação dos resultados obtidos. Os valores encontrados para a discrepância marginal de facetas confeccionadas pelo método de aglutinação sobre o modelo refratário foram:  $88 \pm 16 \mu\text{m}$  (cervical) a  $193 \pm 44 \mu\text{m}$  (proximal) (HARASANI; ISISDOR; KAABER, 1991),  $292 \pm 260 \mu\text{m}$  (SORENSEN et al., 1992),  $290 \mu\text{m}$  (SIM; IBBETSON, 1993),  $96,1 \pm 42,3 \mu\text{m}$  para as amostras sem jateamento para remoção da restauração do modelo refratário e  $114,4 \pm 43,2 \mu\text{m}$  para as amostras removidas com jateamento do modelo refratário (LIM; IRONSIDE, 1997). Todos estes valores encontram-se acima dos obtidos no presente trabalho. Isto pode ser atribuído a diferenças nas metodologias empregadas. Nos demais experimentos, a adaptação marginal foi avaliada após a cimentação das facetas. Estudos demonstraram aumento no valor numérico da adaptação marginal quando avaliada antes e após a cimentação de inlays e coroas unitárias

(GEMALMAZ et al., 1997; WOLFART et al., 2003). Além disso, a presença de excesso de cimento pode dificultar e mascarar a visualização do término do preparo e do término da restauração quando as amostras são analisadas com o auxílio de um microscópio óptico. Harasani; Isidor; Kaaber (1991) observaram através de um microscópio de luz transmitida que, em todas as amostras, havia excesso de cimento situado tanto sobre a superfície do dente quanto sobre a superfície da faceta, mesmo após os procedimentos de acabamento e polimento após a cimentação. Por este motivo, no presente estudo optou-se por avaliar a adaptação marginal sem a cimentação da faceta ao dente preparado. Em relação aos demais métodos (método da cerâmica injetada e método computadorizado) não existem estudos na literatura que tenham avaliado a adaptação marginal das facetas cerâmicas, não permitindo assim a comparação dos valores encontrados neste experimento.

Uma adaptação perfeita entre as restaurações indiretas e a estrutura dental é difícil de ser obtida. Alguns estudos sugerem valores de discrepância marginal de até 120 µm como sendo clinicamente aceitáveis (McLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971; HUNTER; HUNTER, 1990), embora *gaps* marginais de aproximadamente 50 µm já tornem o cimento resinoso susceptível ao desgaste, sendo então importante reduzi-lo o máximo possível (KAWAI; ISENBURG; LEINFELDER, 1994). Embora a maioria dos estudos avalie a adaptação marginal sem qualquer tipo de ajuste da restauração, e o resultado da média da discrepância marginal encontrada neste experimento já estivesse dentro dos limites aceitáveis antes do ajuste interno das facetas, alguns estudos demonstraram uma redução de 36,6% (BARBOSA, 2008) e de 39% (WHITE; SORENSEN; KANG, 1991) após o ajuste interno de coroas unitárias e de até 49,5% após o ajuste de inlays (DELBONS, 2007). Por este motivo, optou-se pela execução do ajuste interno das facetas com o uso de um carbono líquido. Para padronização, todas as amostras foram ajustadas. Após o ajuste, os procedimentos de medição da adaptação marginal foram novamente realizados, observando-se uma melhora significativa da adaptação marginal, com uma redução em torno de 50% na discrepância marginal.

De acordo com os resultados da adaptação interna, houve diferença significativa entre os diferentes métodos de confecção das facetas de porcelana. Tanto no sentido vestibulo-palatal quanto no sentido mésio-distal, o método computadorizado (Grupo 3) apresentou valores de espessura da película interna superior aos demais grupos. Existem poucos estudos disponíveis na literatura para comparação dos

resultados obtidos. Nos experimentos que avaliaram a adaptação interna de facetas de porcelana, a medição foi realizada através da espessura do cimento resinoso, ou seja, após a cimentação das facetas e sem ajuste prévio das restaurações. Suh; Johnson; White (1997) observaram que a média da espessura do cimento para as facetas confeccionadas pelo sistema CEREC foi igual a 110,4  $\mu\text{m}$ , e Harasani; Isidor; Kaaber (1991) obtiveram valores médios igual a  $110 \pm 15 \mu\text{m}$  na região oclusal,  $50 \pm 9 \mu\text{m}$  na região cervical e  $64 \pm 22 \mu\text{m}$  na região proximal para as facetas confeccionadas pela técnica do modelo refratário. No presente estudo, no qual a adaptação interna foi avaliada através da medição da película formada por um silicone de adição utilizado na simulação da cimentação da faceta, os valores encontrados variaram entre  $69,49 \pm 15,88 \mu\text{m}$  a  $131,45 \pm 12,24 \mu\text{m}$ . Esta técnica, denominada de técnica da réplica, vem sendo amplamente utilizada em estudos clínicos e laboratoriais (BOENING et al., 2000; ADDI et al. 2002; MOU et al., 2002; KOKUBO et al., 2005; RAHMÉ et al., 2008). Rahmé et al. (2008), ao comparar a espessura de película de um silicone de adição de consistência leve com a espessura de película de um cimento, ambos utilizados para a cimentação de coroas de Procera, observaram não haver diferença significativa entre as medições, concluindo que a técnica da réplica é precisa e confiável na simulação do espaçamento interno. Uma limitação do presente estudo foi que a adaptação interna só pode ser avaliada após o ajuste interno das facetas por causa da possibilidade de se danificar as margens da restauração e/ou fraturar a faceta. Entretanto, o dado que mais interessa para o clínico é saber que, após o ajuste, há uma melhora significativa da adaptação marginal.

E qual seria a espessura ideal do agente cimentante? De acordo com o estudo de Molin; Karlsson; Kristiansen (1996), que avaliou a resistência de união na interface cerâmica/cimento resinoso, não houve diferença para valores de espessura do cimento igual a 50  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$  e 200  $\mu\text{m}$ . Entretanto, valores de espessura de película igual a 20  $\mu\text{m}$  apresentaram uma resistência de união significativamente menor. Estes dados sugerem que espessuras muito finas do cimento resinoso parecem ser menos resistentes quando comparadas a espessuras maiores. A espessura de película dos cimentos resinosos também pode interferir na distribuição de tensões sobre a restauração cerâmica e torná-la mais susceptível à propagação de trincas na superfície da porcelana e, conseqüentemente, na sua resistência à fratura. Uma espessura suficiente e uniforme da porcelana, associada à espessura reduzida do agente cimentante, resultará em uma restauração com uma configuração favorável em relação à propagação de trincas. Sendo assim, o controle

do desgaste uniforme durante o preparo dental e a aplicação do espaçador nos procedimentos laboratoriais são fatores importantes a serem considerados durante a confecção das facetas cerâmicas (MAGNE et al., 1999; MAGNE; VERSLUIS; DOUGLAS, 1999; CHO et al., 2006; SUBRAMANIAN et al., 2008). De acordo com os resultados do estudo de Magne et al. (1999), observou-se que a maioria das amostras com formação de trincas apresentou uma relação (R) entre a espessura cerâmica/cimento abaixo de 3,0 ( $2,6 \pm 0,35$ ;  $R = 700 \mu\text{m}/270 \mu\text{m}$ ), enquanto que as amostras sem formação de trincas apresentaram relação acima deste valor ( $3,9 \pm 0,19$ ;  $R = 900 \mu\text{m}/230 \mu\text{m}$ ). Considerando a espessura das facetas cerâmicas do presente estudo igual a 0,7 mm, e que a espessura do cimento variou entre 54,3 – 148,8  $\mu\text{m}$ , em todas as situações a relação espessura cerâmica/cimento foi maior que 3,0. De acordo com os trabalhos citados acima é possível sugerir que a espessura do cimento resinoso deve ficar entre 50  $\mu\text{m}$  a 200  $\mu\text{m}$ , e que para as facetas cerâmicas também é importante levar em consideração a relação entre espessura da restauração e espessura do cimento. Portanto, apesar do método computadorizado ter apresentado valores de adaptação interna significativamente superior aos demais grupos, estes resultados estão dentro dos limites aceitáveis, e parecem não interferir na resistência de união e na propensão à formação de trincas na superfície da cerâmica.

O espaçamento interno das restaurações confeccionadas pelo método convencional e pelo método da cerâmica injetada é feito manualmente, através da aplicação de um espaçador pelo técnico do laboratório. Já para as restaurações confeccionadas pelo método computadorizado, o espaçamento interno é determinado pelo operador através da definição dos parâmetros da restauração antes da fresagem. Esta diferença nos procedimentos de confecção sugere que no método computadorizado a obtenção e a determinação do espaçamento interno podem ser controladas de forma mais efetiva. No *software* CEREC 3D (versão 3.0X) a configuração do espaço pode ser ajustada em incrementos de 10  $\mu\text{m}$  podendo variar entre -100  $\mu\text{m}$  a 100  $\mu\text{m}$ . De acordo com o manual de operação recomenda-se ajustar o espaçamento interno em 0  $\mu\text{m}$  quando o pó de contraste é utilizado. No presente estudo, este parâmetro foi definido conforme as recomendações do fabricante (0  $\mu\text{m}$ ) e a espessura de película média foi igual a  $120,97 \pm 11,07 \mu\text{m}$  no sentido vestibulo-palatal e igual a  $131,45 \pm 12,24 \mu\text{m}$  no sentido mesio-distal. Nakamura et al. (2003), ao confeccionarem coroas de cerâmica pelo sistema CEREC 3, observaram que o *gap* interno foi significativamente maior quando o espaço interno foi ajustado em 50

$\mu\text{m}$  em comparação aos espaços de  $10\ \mu\text{m}$  e  $30\ \mu\text{m}$ . A média do *gap* interno variou entre  $116 \pm 5\ \mu\text{m}$  a  $162 \pm 10\ \mu\text{m}$ . Para coroas unitárias confeccionadas pelo sistema CEREC 2, a média encontrada foi de  $141 \pm 21\ \mu\text{m}$  para dentes anteriores com o parâmetro ajustado em  $30\ \mu\text{m}$ , e de  $122 \pm 45\ \mu\text{m}$  para dentes posteriores com o parâmetro ajustado em  $0\ \mu\text{m}$  (BINDL; WINDISCH; MÖRMANN, 1999; MOU et al., 2002). Portanto, a definição do parâmetro “espaço interno” é um dos fatores que pode interferir na adaptação interna das restaurações confeccionadas pelo sistema CEREC, e mais estudos são necessários para determinar qual o espaço ideal a ser ajustado na confecção de facetas cerâmicas.

Sendo assim, de acordo com a metodologia empregada, todos os valores de adaptação marginal e interna encontram-se dentro dos limites aceitáveis para o bom desempenho clínico destas restaurações, não influenciando na tomada de decisão no momento da seleção do tipo de faceta cerâmica a ser utilizada. Outros aspectos devem ser levados em consideração, como por exemplo, as características ópticas e mecânicas dos materiais empregados e, vantagens e desvantagens de cada método de confecção. Uma das principais vantagens do método computadorizado em relação aos demais métodos é a possibilidade de obtenção de uma ou mais facetas cerâmicas em uma única sessão clínica, sem a necessidade de procedimentos de moldagem, de restauração provisória e do técnico de laboratório. Dentre as desvantagens e limitações deste método destacam-se o custo do equipamento e a dificuldade de aquisição de imagens em preparos subgingivais (TROST; STINES; BURT, 2006; MÖRMANN, 2006).

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada e os resultados encontrados é possível concluir que:

1. O método de confecção não influenciou na adaptação marginal das facetas cerâmicas.
2. O método computadorizado apresentou maiores valores de espessura interna. Entretanto, todos os valores encontram-se dentro dos limites clinicamente aceitáveis.
3. O ajuste interno das facetas cerâmicas reduziu de forma significativa a discrepância entre a margem da restauração e a margem do preparo dental sugerindo que as facetas cerâmicas devem ser ajustadas antes da cimentação.

**REFERÊNCIAS<sup>2</sup>**

- ADDI, S. et al. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. **J. Dent.**, Kidlington, v. 30, n. 1, p. 53-58, Jan. 2002.
- AYKENT, F. et al. Effect of provisional restorations on the final bond strengths of porcelain laminate veneers. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 1, p. 46-50, Jan. 2005.
- ARISTIDIS, G. A.; DIMITRA, B. Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 33, n. 3, p. 185-189, Mar. 2002.
- BARBOSA, M. T. **Avaliação in vitro da adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas com sistemas injetáveis e CAD/CAM.** 2008. 168 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.
- BINDL, A.; WINDISCH, S.; MÖRMANN, W. H. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. **Int. J. Comput. Dent.**, v. 2, n. 2, p. 97-111, Apr. 1999.
- BOENING, K. W. et al. Clinical fit of Procera allceram crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 4, p. 419-424, Oct. 2000.
- BRUNTON, P. A.; AMINIAN, A.; WILSON, N. H. F. Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. **Br. Dent. J.**, London, v. 189, n. 5, p. 260-262, Sep., 2000.
- BURKE, F. J. T.; LUCAROTTI, P. S. K. Ten-year outcome of porcelain laminate veneers placed within the general dental services in England and Wales. **J. Dent.**, Kidlington, v. 37, n. 1, p. 31-38, Jan. 2009.
- CALAMIA, J. R. Clinical evaluation of etched porcelain veneers. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 2, n. 1, p. 9-15, Feb. 1989.

---

<sup>2</sup> Baseada na NBR 6023: 2002 da ABNT

CASTELNUOVO, J. et al. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 2, p. 171-180, Feb. 2000.

CHEN, J. et al. Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. **J. Dent.**, Kidlington, v. 33, n. 1, p. 3-8. Jan. 2005.

CHO, S. et al. Effect of die spacer thickness on shear bond strength of porcelain laminate veneers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 95, n. 3, p. 201-208, Mar. 2006.

CHRISTGAU, M. et al. Marginal adaptation of heat-pressed glass-ceramic veneers to class 3 composite restorations in vitro. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 24, n. 4, p. 233-244, Apr. 1999.

COYNE, B. M. C. A.; WILSON, N. H. F. A clinical evaluation of the marginal adaptation of porcelain laminate veneers. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, Larkfield, v. 3, n. 2, p. 87-90, 1994.

DELBONS, F. B. **Avaliação da adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos, IPS Empress e Cerec inLab, em restaurações MOD: um estudo *in vitro***. 2007. 115f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

FELTON, D. A. et al. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 3, p. 357-364, Mar. 1991.

FRADEANI, M. Six-year follow-up with empess veneers. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 18, n. 3, p. 217-225, May/June. 1998.

FRADEANI, M.; REDEMAGNI, M.; CORRADO, M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation – A retrospective study. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 25, n. 1, p. 9-17, Jan./Feb. 2005.

FRIEDMAN, M. J. A 15-year review of porcelain veneer failure – A clinician's observations. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v. 19, n. 6, p. 625-636, Jun. 1998.

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, Sep. 1997

GRISWOLD, W. et al. One to two year clinical evaluation of porcelain veneers. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 70, p. 386, 1991.

HAHN, P.; GUSTAV, M.; HELLOWIG, E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n. 12, p. 1024-1029, Dec. 2000.

HARASANI, M. H.; ISIDOR, F.; KAABER, S. Marginal fit of porcelain and indirect composite laminate veneers under in vitro conditions. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 99, n. 3, p. 262-268, Jun. 1991.

HEKIMOGLU, C.; ANIL, N.; YALÇIN, E. A microleakage study of ceramic laminate veneers by autoradiography: Effect of incisal edge preparation. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 31, n. 3, p. 265-270, Mar. 2004.

HUNTER, A. J.; HUNTER, A. R. Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 6, p. 636-642, Dec. 1990.

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.

KIHN, P. W.; BARNES, D. M. The clinical longevity of porcelain veneers: A 48-month clinical evaluation. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 129, n. 6, p. 747-752, Jun. 1998.

KOKUBO, Y. et al. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 10, p. 753-758, Oct. 2005.

LAYTON, D.; WALTON, T. An up to 16-year prospective study of 304 porcelain veneers. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 20, n. 4, p. 389-396, Jul./Aug. 2007.

LIM, C. C.; IRONSIDE, J. G. Grit blasting and the marginal accuracy of two ceramic veneer systems – A pilot study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 4, p. 359-364, Apr. 1997.

McLEAN, J. W.; VON FRAUNHOFER, J. A. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **Br. Dent. J.**, London, v. 131, n. 3, p. 107-111, Aug., 1971.

MAGNE, P. et al. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 3, p. 327-334, Mar. 1999.

MAGNE, P.; VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W. H. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 3, p. 335-344, Mar. 1999.

MEIJERING, A. C. et al. Patients' satisfaction with different types of veneer restorations. **J. Dent.**, Kidlington, v. 25, n. 6, p. 493-497, Nov. 1997.

MEIJERING, A. C. et al. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: A 2.5-year interim evaluation. **J. Dent.**, Kidlington, v. 26, n. 3, p. 563-568, Mar. 1998.

MOLIN, M. K.; KARLSSON, S. L.; KRISTIENSEN, M. S. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. **Dent. Mat.**, Oxford, v. 12, n. 4, p. 245-249, Jul. 1996.

MÖRMANN, W. H. The evolution of the CEREC system. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 137, n. suppl\_1, p. 7S-13S, Sep. 2006.

MOU S. et al. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 3, p. 248-255, Mar. 2002.

NAKAMURA, T. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 3, p. 244-248, May/June. 2003.

NATTRESS, B. R. et al. An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. **J. Dent.**, Kidlington, v. 23, n. 3, p. 165-170, May/June. 1995.

NORDBO, H.; RYGH-THORESEN, N.; HENAUG, T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. **J. Dent.**, Kidlington, v. 22, n. 6, p. 342-345, Dec. 1994.

PEUMANS, M. et al. The 5-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position. Part I: Esthetic qualities. **Clin. Oral Invest.**, Berlin, v. 1, n. 1, p. 12-18, Jan./Mar. 1997.

PEUMANS, M. et al. The 5-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position. Part II: Marginal qualities. **Clin. Oral Invest.**, v. 1, n. 1, p. 19-26, Jan./Mar. 1997.

PEUMANS, M. et al. Five-year clinical performance of porcelain veneers. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 29, n. 4, p. 211-221, Apr. 1998.

PEUMANS, M. et al. Porcelain veneers: A review of the literature. **J. Dent.**, Kidlington, v. 28, n. 3, p. 163-177, Mar. 2000

PEUMANS, M. et al. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 6, n. 1, p. 65-76, Spring. 2004.

RAHMÉ, H. Y. et al. *In vitro* evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera® crowns. **J. Contemp. Dent. Pract.**, Cincinnati, v. 9, n. 2, p. 25-32, Feb. 2008.

RUCKER, L. M. et al. Porcelain and resin veneers clinically evaluated: 2-year results. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 121, n. 5, p. 594-596, Nov. 1990.

**Scientific documentation IPS Empress Esthetic.** p. 1-17, jun., 2004. Disponível em: < <http://www.ivoclarvivadent.com> >. Acesso em: 02 julho 2007.

**Scientific documentation IPS Empress CAD.** p. 1-39, nov., 2006. Disponível em: < <http://www.ivoclarvivadent.com> >. Acesso em: 02 julho 2007.

SHAINI, F. J.; SHORTALL, A. C. C.; MARQUIS, P. M. Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 24, n. 8 , p. 553-559, Aug. 1997.

SIM, C.; IBBETSON, R. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 6, n. 1, p. 36-42, Jan./Feb. 1993.

SMALES, R. J.; ETEMADI, S. Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: A retrospective study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 3, p. 323-326, May/June. 2004.

SIMONSEN, R. J.; CALAMIA, J. R. Tensile bond strength of etched porcelain. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 62, sp. issue, p. 297, 1983.

SORENSEN, J. A. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 3, p. 264-269, Sep. 1989.

SORENSEN, J. A. et al. Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 1, p. 16-22, Jan. 1992.

STAPPERT, C. F. J. et al. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 94, n. 2, p. 132-139, Aug. 2005.

STRASSLER, H. E.; WEINER, S. Seven to ten year clinical evaluation of etched porcelain veneer. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 74, Special Issue, p. 176, 1995.

SUBRAMANIAN, D. et al. Effect of thermocycling on the flexural strength of porcelain laminate veneers. **J. Conserv. Dent.**, Tamilnadu, v. 11, n. 4, p. 144-149, Oct./Dec. 2008

SUH, P. S.; JOHNSON, R.; WHITE, S. N. Fit of veneers made by CAD-CAM and platinum foil methods. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 22, n. 3, p. 121-127, May-Jun. 1997.

TROST, L.; STINES, S.; BURT, L. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 137, n. suppl\_1, p. 32S-36S, Sep. 2006.

USUMEZ, A.; AYKENT, F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YsGG laser etching. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 1, p. 24-30, Jan. 2003.

USUMEZ, A. et al. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 31, n. 2, p. 160-165, Feb. 2004.

**VITA VM7 Manual de instruções.** p. 1-31, set., 2008. Disponível em: < <http://www.vita-zahnfabrik.com> >. Acesso em: 08 janeiro 2010.

WALL, J. G.; REISBICK, M. H.; ESPELETA, K. G. Cement luting thickness beneath porcelain veneers made on platinum foil. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 3, p. 448-450, Sep. 1992.

WHITE, S. N.; SORENSEN, J. A.; KANG, S. K. Improved marginal seating of cast restorations using a silicone disclosing medium. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 4, n. 4, p. 323-326, Jul./Aug. 1991.

WIEDHAHN, K.; KERSCHBAUM, T.; FASBINDER, D. F. Clinical long-term results with 617 cerec veneers: A nine-year report. **Int. J. Comput. Dent.**, England, v. 8, n. 3, p. 233-246, Jul. 2005.

WOLFART, S. et al. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 6, p. 587-592, Nov./Dec. 2003.

## **APÊNDICE**

## APÊNDICE A

**COLETA DOS DADOS ADAPTAÇÃO MARGINAL ANTES DO  
AJUSTE G1 - Método de Aglutinação**

| <b>G1</b>    | <b>Cervical</b> | <b>Mesial</b> | <b>Âng MG</b> | <b>Distal</b> | <b>Âng DG</b> | <b>Incisal</b> | <b>Média</b> | <b>DP</b>    |
|--------------|-----------------|---------------|---------------|---------------|---------------|----------------|--------------|--------------|
| <b>A</b>     | 88,4            | 49,0          | 41,2          | 53,2          | 52,0          | 71,7           | <b>59,3</b>  | <b>17,46</b> |
| <b>B</b>     | 112,9           | 83,6          | 83,6          | 35,8          | 67,3          | 79,5           | <b>77,1</b>  | <b>25,19</b> |
| <b>C</b>     | 121,9           | 75,9          | 78,3          | 40,6          | 44,8          | 44,8           | <b>67,7</b>  | <b>31,31</b> |
| <b>D</b>     | 73,5            | 62,7          | 71,1          | 50,2          | 110,5         | 84,2           | <b>75,4</b>  | <b>20,63</b> |
| <b>E</b>     | 44,8            | 28,7          | 81,2          | 80,0          | 93,2          | 63,9           | <b>65,3</b>  | <b>24,53</b> |
| <b>F</b>     | 49,6            | 48,1          | 43,6          | 62,7          | 56,8          | 93,2           | <b>59,0</b>  | <b>18,07</b> |
| <b>G</b>     | 82,4            | 44,9          | 89,2          | 33,8          | 141,6         | 188,8          | <b>96,8</b>  | <b>58,99</b> |
| <b>H</b>     | 152,9           | 61,5          | 37,0          | 26,3          | 37,6          | 87,8           | <b>67,2</b>  | <b>47,46</b> |
| <b>I</b>     | 91,4            | 59,7          | 96,8          | 84,8          | 49,6          | 103,9          | <b>81,0</b>  | <b>21,62</b> |
| <b>J</b>     | 181,6           | 81,2          | 134,4         | 43,0          | 55,6          | 64,5           | <b>93,4</b>  | <b>53,69</b> |
| <b>Média</b> | <b>99,9</b>     | <b>59,5</b>   | <b>75,6</b>   | <b>51,0</b>   | <b>70,9</b>   | <b>88,2</b>    |              |              |
| <b>DP</b>    | <b>43,3</b>     | <b>17,4</b>   | <b>29,6</b>   | <b>19,5</b>   | <b>33,5</b>   | <b>39,1</b>    |              |              |

**COLETA DOS DADOS ADAPTAÇÃO MARGINAL APÓS O  
AJUSTE G1 - Método de Aglutinação**

| <b>G1</b>    | <b>Cervical</b> | <b>Mesial</b> | <b>Âng MG</b> | <b>Distal</b> | <b>Âng DG</b> | <b>Incisal</b> | <b>Média</b> | <b>DP</b>   |
|--------------|-----------------|---------------|---------------|---------------|---------------|----------------|--------------|-------------|
| <b>A</b>     | 63,3            | 19,1          | 19,1          | 30,5          | 23,3          | 59,7           | <b>35,8</b>  | <b>20,3</b> |
| <b>B</b>     | 81,8            | 73,5          | 59,1          | 36,4          | 17,9          | 32,9           | <b>50,3</b>  | <b>25,1</b> |
| <b>C</b>     | 33,5            | 31,1          | 37,0          | 31,7          | 15,5          | 18,5           | <b>27,9</b>  | <b>8,7</b>  |
| <b>D</b>     | 25,7            | 26,3          | 26,3          | 19,1          | 16,7          | 22,1           | <b>22,7</b>  | <b>4,1</b>  |
| <b>E</b>     | 50,2            | 49,6          | 22,7          | 34,6          | 23,9          | 47,8           | <b>38,1</b>  | <b>12,8</b> |
| <b>F</b>     | 43,0            | 32,9          | 16,7          | 26,3          | 22,1          | 43,0           | <b>30,7</b>  | <b>10,9</b> |
| <b>G</b>     | 50,2            | 28,7          | 21,5          | 25,7          | 19,7          | 99,2           | <b>40,8</b>  | <b>30,6</b> |
| <b>H</b>     | 75,3            | 18,5          | 35,8          | 26,3          | 21,5          | 60,3           | <b>39,6</b>  | <b>23,1</b> |
| <b>I</b>     | 33,5            | 47,8          | 32,3          | 40,0          | 44,5          | 67,5           | <b>44,3</b>  | <b>12,9</b> |
| <b>J</b>     | 45,4            | 38,2          | 23,3          | 26,3          | 22,1          | 26,3           | <b>30,3</b>  | <b>9,4</b>  |
| <b>Média</b> | <b>50,2</b>     | <b>36,6</b>   | <b>29,4</b>   | <b>29,7</b>   | <b>22,7</b>   | <b>47,7</b>    |              |             |
| <b>DP</b>    | <b>18,4</b>     | <b>16,7</b>   | <b>12,5</b>   | <b>6,2</b>    | <b>8,2</b>    | <b>24,8</b>    |              |             |

## APÊNDICE B

**COLETA DOS DADOS ADAPTAÇÃO MARGINAL ANTES DO  
AJUSTE G2 - Método da Cerâmica Injetada**

| <b>G2</b>    | <b>Cervical</b> | <b>Mesial</b> | <b>Âng MG</b> | <b>Distal</b> | <b>Âng DG</b> | <b>Incisal</b> | <b>Média</b> | <b>DP</b>    |
|--------------|-----------------|---------------|---------------|---------------|---------------|----------------|--------------|--------------|
| <b>A</b>     | 80,6            | 59,1          | 77,7          | 33,5          | 64,5          | 57,9           | <b>62,2</b>  | <b>16,95</b> |
| <b>B</b>     | 124,3           | 56,2          | 78,9          | 58,5          | 49,0          | 40,6           | <b>67,9</b>  | <b>30,43</b> |
| <b>C</b>     | 102,7           | 52,6          | 109,9         | 49,6          | 40,0          | 33,5           | <b>64,7</b>  | <b>33,00</b> |
| <b>D</b>     | 40,6            | 66,9          | 121,9         | 43,3          | 43,0          | 81,2           | <b>66,2</b>  | <b>31,77</b> |
| <b>E</b>     | 52,6            | 81,8          | 40,6          | 134,4         | 57,3          | 152,0          | <b>86,5</b>  | <b>46,29</b> |
| <b>F</b>     | 34,6            | 43,0          | 69,3          | 69,9          | 50,2          | 42,4           | <b>51,6</b>  | <b>14,82</b> |
| <b>G</b>     | 60,3            | 34,1          | 82,4          | 71,1          | 55,0          | 23,9           | <b>54,5</b>  | <b>22,09</b> |
| <b>H</b>     | 127,8           | 50,8          | 101,0         | 114,7         | 34,6          | 45,4           | <b>79,1</b>  | <b>40,09</b> |
| <b>I</b>     | 141,6           | 46,6          | 51,4          | 55,0          | 95,0          | 57,3           | <b>74,5</b>  | <b>37,18</b> |
| <b>J</b>     | 88,4            | 49,0          | 117,1         | 59,1          | 74,1          | 47,8           | <b>72,6</b>  | <b>26,78</b> |
| <b>Média</b> | <b>85,4</b>     | <b>54,0</b>   | <b>85,0</b>   | <b>68,9</b>   | <b>56,3</b>   | <b>58,2</b>    |              |              |
| <b>DP</b>    | <b>38,1</b>     | <b>13,2</b>   | <b>27,3</b>   | <b>31,7</b>   | <b>17,9</b>   | <b>36,4</b>    |              |              |

**COLETA DOS DADOS ADAPTAÇÃO MARGINAL APÓS O  
AJUSTE G2 - Método da Cerâmica Injetada**

| <b>G2</b>    | <b>Cervical</b> | <b>Mesial</b> | <b>Âng MG</b> | <b>Distal</b> | <b>Âng DG</b> | <b>Incisal</b> | <b>Média</b> | <b>DP</b>   |
|--------------|-----------------|---------------|---------------|---------------|---------------|----------------|--------------|-------------|
| <b>A</b>     | 56,8            | 59,7          | 14,9          | 16,7          | 12,5          | 53,8           | <b>35,7</b>  | <b>23,2</b> |
| <b>B</b>     | 83,6            | 47,8          | 25,7          | 26,9          | 23,9          | 23,9           | <b>38,6</b>  | <b>23,9</b> |
| <b>C</b>     | 56,2            | 59,1          | 21,5          | 23,3          | 24,5          | 28,7           | <b>35,6</b>  | <b>17,3</b> |
| <b>D</b>     | 26,3            | 64,2          | 37,6          | 26,9          | 30,5          | 47,2           | <b>38,8</b>  | <b>14,7</b> |
| <b>E</b>     | 31,1            | 26,3          | 41,8          | 26,3          | 42,4          | 50,2           | <b>36,4</b>  | <b>9,9</b>  |
| <b>F</b>     | 18,8            | 53,2          | 23,9          | 41,5          | 31,1          | 22,1           | <b>31,8</b>  | <b>13,3</b> |
| <b>G</b>     | 55,6            | 42,7          | 22,1          | 31,1          | 41,2          | 17,3           | <b>35,0</b>  | <b>14,3</b> |
| <b>H</b>     | 85,6            | 56,8          | 25,1          | 22,1          | 47,8          | 24,5           | <b>43,7</b>  | <b>25,0</b> |
| <b>I</b>     | 83,6            | 29,6          | 26,0          | 21,5          | 29,0          | 45,4           | <b>39,2</b>  | <b>23,2</b> |
| <b>J</b>     | 59,1            | 41,2          | 16,7          | 30,5          | 18,5          | 21,5           | <b>31,3</b>  | <b>16,4</b> |
| <b>Média</b> | <b>55,7</b>     | <b>48,1</b>   | <b>25,5</b>   | <b>26,7</b>   | <b>30,1</b>   | <b>33,5</b>    |              |             |
| <b>DP</b>    | <b>24,3</b>     | <b>13,0</b>   | <b>8,4</b>    | <b>6,8</b>    | <b>11,1</b>   | <b>14,0</b>    |              |             |

## APÊNDICE C

**COLETA DOS DADOS ADAPTAÇÃO MARGINAL ANTES DO  
AJUSTE G3 - Método Computadorizado**

| <b>G3</b>    | <b>Cervical</b> | <b>Mesial</b> | <b>Âng MG</b> | <b>Distal</b> | <b>Âng DG</b> | <b>Incisal</b> | <b>Média</b> | <b>DP</b>    |
|--------------|-----------------|---------------|---------------|---------------|---------------|----------------|--------------|--------------|
| <b>A</b>     | 89,6            | 57,3          | 84,2          | 31,1          | 19,7          | 99,8           | <b>63,6</b>  | <b>32,97</b> |
| <b>B</b>     | 109,9           | 58,5          | 95,6          | 63,3          | 130,8         | 58,5           | <b>86,1</b>  | <b>30,65</b> |
| <b>C</b>     | 126,6           | 45,1          | 133,2         | 53,2          | 35,8          | 43,6           | <b>72,9</b>  | <b>44,53</b> |
| <b>D</b>     | 130,8           | 71,7          | 125,4         | 76,5          | 52,0          | 53,8           | <b>85,0</b>  | <b>34,76</b> |
| <b>E</b>     | 53,2            | 54,4          | 111,1         | 42,4          | 77,1          | 72,3           | <b>68,4</b>  | <b>24,57</b> |
| <b>F</b>     | 81,2            | 51,4          | 50,2          | 37,6          | 58,5          | 71,7           | <b>58,4</b>  | <b>15,78</b> |
| <b>G</b>     | 99,8            | 66,3          | 52,6          | 29,9          | 77,7          | 61,5           | <b>64,6</b>  | <b>23,54</b> |
| <b>H</b>     | 121,9           | 84,5          | 66,9          | 28,1          | 76,5          | 91,4           | <b>78,2</b>  | <b>30,87</b> |
| <b>I</b>     | 79,5            | 42,4          | 65,7          | 63,9          | 99,8          | 105,6          | <b>76,2</b>  | <b>23,82</b> |
| <b>J</b>     | 124,9           | 53,2          | 109,9         | 74,7          | 56,2          | 91,7           | <b>85,1</b>  | <b>29,00</b> |
| <b>Média</b> | <b>101,7</b>    | <b>58,5</b>   | <b>89,5</b>   | <b>50,1</b>   | <b>68,4</b>   | <b>75,0</b>    |              |              |
| <b>DP</b>    | <b>25,6</b>     | <b>12,7</b>   | <b>30,1</b>   | <b>18,7</b>   | <b>31,7</b>   | <b>21,1</b>    |              |              |

**COLETA DOS DADOS ADAPTAÇÃO MARGINAL APÓS O  
AJUSTE G3 - Método Computadorizado**

| <b>G3</b>    | <b>Cervical</b> | <b>Mesial</b> | <b>Âng MG</b> | <b>Distal</b> | <b>Âng DG</b> | <b>Incisal</b> | <b>Média</b> | <b>DP</b>   |
|--------------|-----------------|---------------|---------------|---------------|---------------|----------------|--------------|-------------|
| <b>A</b>     | 43,0            | 71,7          | 40,0          | 23,3          | 22,1          | 72,3           | <b>45,4</b>  | <b>22,3</b> |
| <b>B</b>     | 39,4            | 38,8          | 26,3          | 52,9          | 44,8          | 41,8           | <b>40,7</b>  | <b>8,7</b>  |
| <b>C</b>     | 59,1            | 41,2          | 28,1          | 25,7          | 21,5          | 33,5           | <b>34,9</b>  | <b>13,7</b> |
| <b>D</b>     | 76,5            | 48,4          | 33,5          | 25,7          | 28,1          | 38,2           | <b>41,7</b>  | <b>18,8</b> |
| <b>E</b>     | 52,0            | 40,6          | 23,3          | 31,1          | 18,5          | 57,3           | <b>37,1</b>  | <b>15,6</b> |
| <b>F</b>     | 68,1            | 29,3          | 17,9          | 52,0          | 19,7          | 60,9           | <b>41,3</b>  | <b>21,8</b> |
| <b>G</b>     | 52,6            | 32,3          | 21,5          | 30,5          | 21,5          | 23,9           | <b>30,4</b>  | <b>11,8</b> |
| <b>H</b>     | 67,5            | 23,9          | 38,2          | 26,9          | 17,3          | 71,7           | <b>40,9</b>  | <b>23,3</b> |
| <b>I</b>     | 26,3            | 46,6          | 23,3          | 46,0          | 34,6          | 56,8           | <b>38,9</b>  | <b>13,0</b> |
| <b>J</b>     | 89,6            | 43,0          | 23,9          | 24,5          | 27,2          | 57,3           | <b>44,3</b>  | <b>25,8</b> |
| <b>Média</b> | <b>57,4</b>     | <b>41,6</b>   | <b>27,6</b>   | <b>33,9</b>   | <b>25,5</b>   | <b>51,4</b>    |              |             |
| <b>DP</b>    | <b>18,8</b>     | <b>13,1</b>   | <b>7,3</b>    | <b>11,7</b>   | <b>8,6</b>    | <b>16,3</b>    |              |             |

## APÊNDICE D

## COLETA DOS DADOS ADAPTAÇÃO INTERNA

| <b>Vestíbulo-Palatal</b> |             |             |              |
|--------------------------|-------------|-------------|--------------|
| <b>Espécime</b>          | <b>G1</b>   | <b>G2</b>   | <b>G3</b>    |
| A                        | 73,9        | 62,5        | 130,4        |
| B                        | 119,3       | 61,3        | 126,7        |
| C                        | 72,9        | 83,1        | 109,4        |
| D                        | 87,7        | 85,7        | 110,8        |
| E                        | 95,8        | 70,8        | 124,1        |
| F                        | 81,9        | 85,9        | 139,9        |
| G                        | 56,4        | 118         | 109          |
| H                        | 85,5        | 114,7       | 123,7        |
| I                        | 87,8        | 93,6        | 107,7        |
| J                        | 61,3        | 101,8       | 128          |
| <b>Média</b>             | <b>82,3</b> | <b>87,7</b> | <b>121,0</b> |
| <b>DP</b>                | <b>17,9</b> | <b>19,8</b> | <b>11,1</b>  |

| <b>Mésio-Distal</b> |             |             |              |
|---------------------|-------------|-------------|--------------|
| <b>Espécime</b>     | <b>G1</b>   | <b>G2</b>   | <b>G3</b>    |
| A                   | 55,3        | 64,5        | 115,4        |
| B                   | 104,2       | 90,7        | 137,2        |
| C                   | 63,1        | 107         | 116,2        |
| D                   | 83,8        | 86,2        | 139,7        |
| E                   | 82,1        | 78          | 115,2        |
| F                   | 58,4        | 120,6       | 142,2        |
| G                   | 61,6        | 68,6        | 148,8        |
| H                   | 63,0        | 72,0        | 147,2        |
| I                   | 69,1        | 90,5        | 124,9        |
| J                   | 54,3        | 98,9        | 127,7        |
| <b>Média</b>        | <b>69,5</b> | <b>87,7</b> | <b>131,5</b> |
| <b>DP</b>           | <b>15,9</b> | <b>17,8</b> | <b>13,2</b>  |

## APÊNDICE E

Resultado *post-hoc* Student-Newman-Keuls para o G1 (Método de Aglutinação), antes e após o ajuste, de acordo com a região do preparo dental (médias da discrepância marginal, em micrometro, distribuídas em ordem crescente).

| Antes do ajuste |    |                   | Após o ajuste     |           |    |                   |                   |                   |
|-----------------|----|-------------------|-------------------|-----------|----|-------------------|-------------------|-------------------|
| Região          | n  | 1                 | 2                 | Região    | n  | 1                 | 2                 | 3                 |
| Distal          | 10 | 51,0 <sup>a</sup> |                   | Ângulo DG | 10 | 22,7 <sup>a</sup> |                   |                   |
| Mesial          | 10 | 59,5 <sup>a</sup> |                   | Ângulo MG | 10 | 29,4 <sup>a</sup> | 29,4 <sup>b</sup> |                   |
| Ângulo DG       | 10 | 70,9 <sup>a</sup> | 70,9 <sup>b</sup> | Distal    | 10 | 29,7 <sup>a</sup> | 29,7 <sup>b</sup> |                   |
| Ângulo MG       | 10 | 75,6 <sup>a</sup> | 75,6 <sup>b</sup> | Mesial    | 10 | 36,6 <sup>a</sup> | 36,6 <sup>b</sup> | 36,6 <sup>c</sup> |
| Incisal         | 10 | 88,2 <sup>a</sup> | 88,2 <sup>b</sup> | Incisal   | 10 |                   | 47,7 <sup>b</sup> | 47,7 <sup>c</sup> |
| Cervical        | 10 |                   | 99,9 <sup>b</sup> | Cervical  | 10 |                   |                   | 50,2 <sup>c</sup> |
| <b>p</b>        |    | <b>0,083</b>      | <b>0,188</b>      | <b>p</b>  |    | <b>0,215</b>      | <b>0,056</b>      | <b>0,140</b>      |

Teste ANOVA: antes do ajuste  $p = 0,013$  e após o ajuste  $p = 0,001$ .

Médias posicionadas na mesma coluna e na mesma linha são estatisticamente iguais.

Resultado *post-hoc* Student-Newman-Keuls para o G2 (Método da Cerâmica Injetada), antes e após o ajuste, de acordo com a região do preparo dental (médias da discrepância marginal, em micrometro, distribuídas em ordem crescente).

| Antes do ajuste |    |                   | Após o ajuste |    |                   |                   |
|-----------------|----|-------------------|---------------|----|-------------------|-------------------|
| Região          | n  | 1                 | Região        | n  | 1                 | 2                 |
| Mesial          | 10 | 54,0 <sup>a</sup> | Ângulo DG     | 10 | 25,5 <sup>a</sup> |                   |
| Ângulo DG       | 10 | 56,3 <sup>a</sup> | Distal        | 10 | 26,7 <sup>a</sup> |                   |
| Incisal         | 10 | 58,2 <sup>a</sup> | Ângulo MG     | 10 | 30,1 <sup>a</sup> |                   |
| Distal          | 10 | 68,9 <sup>a</sup> | Incisal       | 10 | 33,5 <sup>a</sup> |                   |
| Ângulo MG       | 10 | 85,0 <sup>a</sup> | Mesial        | 10 |                   | 48,0 <sup>b</sup> |
| Cervical        | 10 | 85,4 <sup>a</sup> | Cervical      | 10 |                   | 55,7 <sup>b</sup> |
| <b>p</b>        |    | <b>0,168</b>      | <b>p</b>      |    | <b>0,592</b>      | <b>0,232</b>      |

Teste ANOVA: antes do ajuste  $p = 0,046$  e após o ajuste  $p = 0,000$ .

Médias posicionadas na mesma coluna e na mesma linha são estatisticamente iguais.

Resultado *post-hoc* Student-Newman-Keuls para o G3 (Método Computadorizado), antes e após o ajuste, de acordo com a região do preparo dental (médias da discrepância marginal, em micrometro, distribuídas em ordem crescente).

| Antes do ajuste |    |                   |                   |                    |
|-----------------|----|-------------------|-------------------|--------------------|
| Região          | n  | 1                 | 2                 | 3                  |
| Distal          | 10 | 50,1 <sup>a</sup> |                   |                    |
| Mesial          | 10 | 58,5 <sup>a</sup> |                   |                    |
| Âng. DG         | 10 | 68,4 <sup>a</sup> | 68,4 <sup>b</sup> |                    |
| Âng. MG         | 10 | 74,9 <sup>a</sup> | 74,9 <sup>b</sup> |                    |
| Incisal         | 10 |                   | 89,5 <sup>b</sup> | 89,5 <sup>c</sup>  |
| Cervical        | 10 |                   |                   | 101,7 <sup>c</sup> |
| <b>p</b>        |    | <b>0,111</b>      | <b>0,136</b>      | <b>0,263</b>       |

| Após o ajuste |    |              |                   |                   |                   |
|---------------|----|--------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Região        | n  | 1            | 2                 | 3                 | 4                 |
| Âng. DG       | 10 | 25,5         |                   |                   |                   |
| Âng. MG       | 10 | 27,6         | 27,6 <sup>b</sup> |                   |                   |
| Distal        | 10 | 33,9         | 33,9 <sup>b</sup> |                   |                   |
| Mesial        | 10 |              | 41,6 <sup>b</sup> | 41,6 <sup>c</sup> |                   |
| Incisal       | 10 |              |                   | 51,4 <sup>c</sup> | 51,4 <sup>d</sup> |
| Cervical      | 10 |              |                   |                   | 57,4 <sup>d</sup> |
| <b>p</b>      |    | <b>0,345</b> | <b>0,056</b>      | <b>0,104</b>      | <b>0,312</b>      |

Teste ANOVA: antes do ajuste  $p = 0,000$  e após o ajuste  $p = 0,000$ .

Médias posicionadas na mesma coluna e na mesma linha são estatisticamente iguais.