

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

MESTRADO EM ODONTOLOGIA

RODRIGO CAVALCANTI NASCIMENTO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO  
MICROCISALHAMENTO NA INTERFACE DE UNIÃO  
ENTRE A PORCELANA FELDSPÁTICA E ESMALTE**

Belo Horizonte - MG

2013

RODRIGO CAVALCANTI NASCIMENTO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO  
MICROCISALHAMENTO NA INTERFACE DE UNIÃO  
ENTRE A PORCELANA FELDSPÁTICA E ESMALTE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial, para obter o grau de mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Walison Arthuso  
Vasconcellos - UFMG

Belo Horizonte - MG

2013

## FICHA CATALOGRÁFICA

N244a  
2013

Nascimento, Rodrigo Cavalcanti.

Avaliação da resistência ao microcisalhamento na interface de união entre a porcelana feldspática e esmalte / Rodrigo Cavalcanti Nascimento. – 2013.

97f. : il.

Orientador: Walison Arthuso Vasconcellos.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Cimentação. 2. Cerâmica. 3. Porcelana dentária. 4. Facetas dentárias. I. Vasconcellos, Walison Arthuso. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. III. Título.

BLACK D047

Dedico essa dissertação e o grau de mestre a Deus, a meus pais e irmãos.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Agradeço a meus pais por acreditarem no meu sonho e por não medirem esforços para torná-lo realidade. Obrigado pelo apoio, carinho, dedicação e amor.

Agradeço a meus irmãos, que também são meus melhores amigos. Obrigado por tudo.

Agradeço ao meu professor orientador e grande amigo, Prof. Dr. Walison Arthuso Vasconcellos. Obrigado por ter acreditado em mim, por ser o meu guia e a minha luz nesse caminho.

Agradeço a Deus e a Nossa Senhora por me iluminarem durante toda essa caminhada. Obrigado pela garra, coragem e saúde.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a toda minha família. Avós, tios, primos, afilhada. Amo muito vocês.

Agradeço aos meus amigos. Amigo é o maior bem que um ser humano pode conquistar. Vocês são meus irmãos que escolhi pra estarem ao meu lado pelo resto da vida. Sem vocês essa caminhada teria sido muito mais difícil e muito menos divertida.

Gostaria de agradecer a todos os professores da FAESA e da FOP-Unicamp, que foram a minha inspiração para me tornar um professor, em especial ao Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo, que aceitou participar da banca desta dissertação.

Gostaria de agradecer aos professores da FO/UFGM, em especial aos professores da área de Dentística da FO/UFGM, Prof. Dr. Luiz Thadeu de Abreu Poletto, Prof. Dr. Lincoln Dias Lanza, Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque, Prof. Dr. Hugo Alvim, Prof. Dr. Herbert Haueisen Sander, Prof. Dr. Rogéli Tibúrcio Ribeiro da Cunha Peixoto, Prof. Dr. Patrícia Valente Araújo, que ajudaram a tornar esse sonho, realidade.

Agradeço a Prof. Dr. Andrea Lago pelo carinho e experiências trocadas durante o mestrado.

Agradeço aos colegas de Mestrado Adriana, Giovani, Fernanda e Emílio pelo apoio e parceria durante toda essa caminhada e aos colegas de Doutorado Carolina Nemésio, Bruno Daleprane e Luís Morgan, pelo constante apoio e pela orientação nesta dissertação.

Agradeço aos técnicos de laboratório Euclídes e Bruno pelo apoio durante as etapas laboratoriais da minha pesquisa.

Agradeço à UFGM, em especial ao Centro de Microscopia e a Faculdade de Odontologia, pela estrutura e qualidade dos serviços oferecidos. Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), à 3M-ESPE, à Vita Zahnfabrik e a faculdade de odontologia da Universidade Federal de Juíz de Fora (UFJF), pelos apoios financeiros e estruturais, importantíssimos nessa caminhada.

“Confie em si mesmo! Quem acredita, sempre alcança!”

Renato Russo

## RESUMO

Este estudo visou avaliar a influência do tipo de ativação do agente cimentante resinoso, da espessura do material restaurador e do envelhecimento da restauração na resistência adesiva da porcelana feldspática ao esmalte por meio de teste de microcissalhamento. Sessenta blocos cerâmicos de porcelana feldspática (VITA VM7) foram obtidos na cor A1, com as dimensões de 5x5x10mm. Eles receberam tratamento de superfície com ácido fluorídrico a 10%, silano e sistema adesivo. Paralelamente ao tratamento das porcelanas, sessenta dentes molares humanos recém-extraídos, foram aplainados na sua superfície vestibular e receberam tratamento com ácido fosfórico 37% e sistema adesivo. Na sequência, os blocos cerâmicos foram divididos de acordo com a espessura da porcelana: 1 mm (G1) ou 2 mm (G2) e foram cimentados com agentes cimentantes resinosos com diferentes tipos de ativação: A - fotopolimerizável, B - dual e C - químico. Após a cimentação, foram novamente divididos em dois subgrupos: (I) submetidos ao teste de microcissalhamento após a cimentação; (T) foram armazenados em água destilada a 37°C durante 30 dias e, em seguida, sofreram um processo de envelhecimento por meio de termociclagem (3500x, 4°C/60°C). Todos os Corpos de Prova (CP) foram levados à máquina de cortes (Isomet) para obtenção de espécimes com  $1 \pm 0,1 \text{ mm}^2$ . Os espécimes foram montados em máquina de testes (Bisco) associados a um dispositivo adaptado para o teste de microcissalhamento. A carga máxima à ruptura (N) foi gravada e o cálculo da área do espécime foi realizado para obtenção da resistência adesiva, em MPa: A1I - 12,35 (1,77), B1I - 11,42 (0,23), A2I - 11,68 (2,63), B2I - 10,98 (1,07), C1 - 10,14 (1,57), A1T - 9,93 (0,92), B1T - 10,02 (1,56), A2T - 9,65 (1,17), B2T - 10,88 (2,26), CT - 9,97 (2,35). A ANOVA com 95% de confiança revelou que a resistência à união por microcissalhamento não foi influenciada pela espessura da porcelana e pelo cimento resinoso. A média da resistência ao microcissalhamento foi significativamente maior nos grupos fraturados imediatamente, quando comparado ao grupo tardio. Os modos de falha foram identificados em Microscópio Estereoscópico (Stemi DV4) e um exemplar de cada modo de falha foi analisado em um Microscópio Eletrônico de Varredura (Quanta 200). Houve predominância de fraturas adesivas em todos os grupos, independente das variáveis expostas.



Palavras-chave: Cimentação; Cerâmicas; Facetas dentárias; Porcelana dentária; Envelhecimento; Resistência ao Cisalhamento .

## ABSTRACT

TITLE: EVALUATION OF MICROSHEAR BOND STRENGTH OF THE INTERFACE UNION BETWEEN FELDSPATHIC PORCELAIN AND ENAMEL

This study aimed to assess the influence of the type of activation of the resin cement agent, the thickness of restorative material and the aging of restoration on bond strength to feldspathic porcelain enamel by means of microshear testing. Sixty feldspathic porcelain ceramic blocks (VITA VM7) were obtained in the color A1, with dimensions of 5x5x10mm. The surface was treated with 10% hydrofluoric acid, silane and adhesive system. Parallel to the treatment of the porcelain, sixty freshly extracted human molars were flattened in their vestibular surface and treated with 37% phosphoric acid and adhesive system. Afterwards, the ceramic blocks were divided according to the thickness of porcelain: 1 mm (G1) or 2 mm (G2) and were cemented with resin cements with different activation types: A - photopolymerizable, B - dual and C - chemical. After cementation, they were again divided into two subgroups: (I) were submitted to microshear testing after cementation; (T) were stored in distilled water at 37°C for 30 days and then underwent aging process by thermal cycling (3500x, 4°C/60°C). All Bodies of Evidence (BE) were taken to the machine cuts (Isomet) to obtain specimens with  $1 \pm 0.1 \text{ mm}^2$ . The specimens were mounted on the testing machine (Bisco) associated with a device adapted to microshear testing. The maximum load to failure (N) was recorded and the calculation of the area of the specimen was carried out to obtain the bond strength in MPa: A1I - 12.35 (1.77), B1I - 11.42 (0.23), A2I - 11.68 (2.63), B2I - 10.98 (1.07), C1 - 10.14 (1.57), A1T - 9.93 (0.92), B1T - 10.02 (1.56), A2T - 9.65 (1.17), B2T - 10.88 (2.26), CT - 9.97 (2.35). The ANOVA with 95 % confidence revealed that resistance to microshear union was not influenced by the thickness of porcelain and resin cement. The average resistance to microshear was significantly greater in the groups immediately fractured, when compared to the delayed group. The failure modes were identified in stereoscopic microscope (Stemi DV4) and a unit of each failure mode was analyzed in a Scanning Electron Microscope (Quanta 200). Adhesive fracture predominated in all groups, regardless of the variables displayed.

Keywords: Cementation; Ceramics; Dental Veneers; Dental Porcelain; Aging; Shear.

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                           |           |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 Porcelana feldspática VITA VM7 (VITA Zahnfabric) .....</b>                                                           | <b>45</b> |
| <b>2 Blocos de porcelana feldspática VITA VM7 confeccionados com 5mm<sup>2</sup>.....</b>                                 | <b>46</b> |
| <b>3 CP de porcelanas Feldspáticas do Grupo 1 (esquerda): 1mm de espessura e Grupo 2 (direita): 2mm de espessura.....</b> | <b>46</b> |
| <b>4 Paquímetro digital medindo os CP.....</b>                                                                            | <b>46</b> |
| <b>5 Politriz Universal APL 4 (Arotec).....</b>                                                                           | <b>47</b> |
| <b>6 Ácido Fluorídrico a 10% (Dentsply).....</b>                                                                          | <b>48</b> |
| <b>7 Aplicação do ácido fluorídrico em uma das faces do CP de porcelana.....</b>                                          | <b>48</b> |
| <b>8 Cuba Ultrasônica Digital (Kondortech).....</b>                                                                       | <b>48</b> |
| <b>9 Limpeza com pincel dos sais formados pelo condicionamento ácido.....</b>                                             | <b>49</b> |
| <b>10 Agente Silano (Dentsply).....</b>                                                                                   | <b>50</b> |
| <b>11 Aplicação do agente silano por 1 minuto.....</b>                                                                    | <b>50</b> |
| <b>12 Estufa de Esterilização Universal (Fabber-Primar) em temperatura de 100°C±5.....</b>                                | <b>51</b> |

|                                                                                                       |           |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>13 Adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M/ESPE).....</b>                                             | <b>51</b> |
| <b>14 Aplicação do adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M/ESPE).....</b>                                | <b>52</b> |
| <b>15 LED Coltolux (Coltène).....</b>                                                                 | <b>52</b> |
| <b>16 Radiômetro (Ecel).....</b>                                                                      | <b>52</b> |
| <b>17 Potência do LED em 1250mW/cm<sup>2</sup>.....</b>                                               | <b>53</b> |
| <b>18 Fotoativação dos CP porcelana por 20 segundos.....</b>                                          | <b>53</b> |
| <b>19 Molar extraído proveniente do banco de dentes da FO/UFMG.....</b>                               | <b>55</b> |
| <b>20 Secção do dente extraído com disco de Carborundum 2mm abaixo da junção cimento-esmalte.....</b> | <b>55</b> |
| <b>21 Dente seccionado.....</b>                                                                       | <b>55</b> |
| <b>22 Dente seccionado e aplainado na superfície vestibular.....</b>                                  | <b>56</b> |
| <b>23 Lupa estereoscópica Stemi DV4 (Zeiss).....</b>                                                  | <b>56</b> |
| <b>24 Ácido Fosfórico a 37% (FGM).....</b>                                                            | <b>57</b> |
| <b>25 Aplicação do ácido fosfórico a 37% (FGM) durante 30 segundos.....</b>                           | <b>57</b> |

|                                                                                                                   |           |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>26 Primer e Adesivo do sistema Scotchbond Multi-Purpose (3M/ESPE).....</b>                                     | <b>57</b> |
| <b>27 Aplicação do sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose, Primer e Adesivo, respectivamente (3M/ESPE).....</b> | <b>58</b> |
| <b>28 Fotoativação do esmalte por 20 segundos.....</b>                                                            | <b>58</b> |
| <b>29 Cimento Fotoativado RelyX Veneer (3M/ESPE).....</b>                                                         | <b>60</b> |
| <b>30 Aplicação da carga entre 300g e 350g e fotoativação.....</b>                                                | <b>61</b> |
| <b>31 CP de 1mm e 2mm cimentados ao esmalte pelo sistema fotoativado.....</b>                                     | <b>61</b> |
| <b>32 Cimento resinoso dual RelyX ARC (3M/ESPE).....</b>                                                          | <b>62</b> |
| <b>33 Cimento disposto em uma placa de vidro, antes da manipulação.....</b>                                       | <b>62</b> |
| <b>34 CP de 1mm e 2mm cimentados ao esmalte pelo sistema dual.....</b>                                            | <b>63</b> |
| <b>35 Cimento resinoso quimicamente ativado C&amp;B (Bisco).....</b>                                              | <b>63</b> |
| <b>36 Cimento disposto em uma placa de vidro, antes da manipulação.....</b>                                       | <b>64</b> |
| <b>37 CP de 2mm cimentado ao esmalte pelo sistema químico.....</b>                                                | <b>64</b> |
| <b>38 Máquina de termociclagem (Ethik Technology).....</b>                                                        | <b>65</b> |
| <b>39 Grupos identificados para a termociclagem.....</b>                                                          | <b>66</b> |

|           |                                                                                |           |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>40</b> | <b>Temperaturas dos banhos durante a termociclagem.....</b>                    | <b>66</b> |
| <b>41</b> | <b>Máquina de cortes Isomet (Buehler).....</b>                                 | <b>68</b> |
| <b>42</b> | <b>CP posicionado sobre uma base de acrílico fixada com cera pegajosa.....</b> | <b>68</b> |
| <b>43</b> | <b>CP posicionado na Isomet.....</b>                                           | <b>69</b> |
| <b>44</b> | <b>Corte inicial.....</b>                                                      | <b>69</b> |
| <b>45</b> | <b>Porcelana cimentada ao esmalte após a primeira secção.....</b>              | <b>70</b> |
| <b>46</b> | <b>Espécime obtido após a segunda secção.....</b>                              | <b>70</b> |
| <b>47</b> | <b>Espécime sendo medido no paquímetro digital.....</b>                        | <b>71</b> |
| <b>48</b> | <b>Espécime.....</b>                                                           | <b>71</b> |
| <b>49</b> | <b>Máquina de testes de Microtração (Bisco).....</b>                           | <b>72</b> |
| <b>50</b> | <b>Dispositivo de Microcisolamento.....</b>                                    | <b>73</b> |
| <b>51</b> | <b>Espécime posicionado e fixado no dispositivo de microcisolamento.....</b>   | <b>73</b> |
| <b>52</b> | <b>Espécime fraturado após teste de microcisolamento.....</b>                  | <b>74</b> |

|                                                          |           |
|----------------------------------------------------------|-----------|
| <b>53 Falha adesiva entre a porcelana e o dente.....</b> | <b>80</b> |
| <b>54 Fratura Mista.....</b>                             | <b>80</b> |
| <b>55 Fratura coesiva no dente.....</b>                  | <b>81</b> |

## **LISTA DE TABELAS**

|                                                                                                                |           |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 Médias e desvios padrões dos valores de resistência à união por microcisolamento (MPa).....</b>           | <b>76</b> |
| <b>2 Análise de Variância (ANOVA).....</b>                                                                     | <b>77</b> |
| <b>3 Comparação das médias da resistência ao microcisolamento segundo o envelhecimento da restauração.....</b> | <b>78</b> |
| <b>4 Resultado da observação no microscópio estereoscópico (por grupo).....</b>                                | <b>79</b> |
| <b>5 Resultado da observação no microscópio estereoscópico (por variável).....</b>                             | <b>79</b> |



## LISTA DE ABREVIATURAS

|                          |                                                                  |
|--------------------------|------------------------------------------------------------------|
| <b>°C</b>                | Grau Celsius                                                     |
| <b>µm</b>                | Micrometro                                                       |
| <b>ANOVA</b>             | Análise de Variância                                             |
| <b>CTIT</b>              | Coordenadoria de Transferência de Informação e Tecnologia        |
| <b>cm</b>                | Centímetro                                                       |
| <b>COEP</b>              | Comitê de Ética em Pesquisa                                      |
| <b>FO/UFG</b>            | Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais |
| <b>g</b>                 | Grama                                                            |
| <b>I</b>                 | Subgrupo Imediato                                                |
| <b>JOA</b>               | Jateamento com óxido de alumínio                                 |
| <b>MEV</b>               | Microscopia Eletrônica de Varredura                              |
| <b>MPa</b>               | Mega Pascal                                                      |
| <b>mW/cm<sup>2</sup></b> | Miliwatt por centímetro quadrado                                 |
| <b>mm</b>                | Milímetro                                                        |
| <b>mm<sup>2</sup></b>    | Milímetro Quadrado                                               |
| <b>N</b>                 | Newton                                                           |
| <b>T</b>                 | Subgrupo Termociclagem                                           |

## SUMÁRIO

|                                                       |           |
|-------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO.....</b>                              | <b>18</b> |
| <b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>                   | <b>20</b> |
| <b>3 JUSTIFICATIVA.....</b>                           | <b>41</b> |
| <b>4 OBJETIVOS.....</b>                               | <b>43</b> |
| <b>4.1 Objetivo Geral.....</b>                        | <b>43</b> |
| <b>4.2 Objetivos Específicos.....</b>                 | <b>43</b> |
| <b>5 HIPÓTESES.....</b>                               | <b>44</b> |
| <b>5.1 Hipótese nula (H0).....</b>                    | <b>44</b> |
| <b>5.2 Hipótese testada (H1).....</b>                 | <b>44</b> |
| <b>6 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>                     | <b>45</b> |
| <b>6.1 Preparação dos CP de porcelana.....</b>        | <b>45</b> |
| <b>6.2 Tratamento da superfície da porcelana.....</b> | <b>47</b> |
| <b>6.3 Silanização da porcelana.....</b>              | <b>49</b> |
| <b>6.4 Obtenção e preparo dos dentes humanos.....</b> | <b>53</b> |

|                                                                                     |           |
|-------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>6.5 Divisão inicial dos grupos.....</b>                                          | <b>59</b> |
| <b>6.6 Cimentação.....</b>                                                          | <b>60</b> |
| <b>6.7 Armazenamento e envelhecimento dos CP.....</b>                               | <b>65</b> |
| <b>6.8 Divisão final dos grupos.....</b>                                            | <b>67</b> |
| <b>6.9 Obtenção e preparação dos espécimes para teste de microcisalhamento.....</b> | <b>67</b> |
| <b>6.10 Teste de Microcisalhamento.....</b>                                         | <b>72</b> |
| <b>6.11 Fractografia.....</b>                                                       | <b>74</b> |
| <b>6.12 Análise Estatística.....</b>                                                | <b>75</b> |
| <b>7 RESULTADOS.....</b>                                                            | <b>76</b> |
| <b>8 DISCUSSÃO.....</b>                                                             | <b>82</b> |
| <b>9 CONCLUSÃO.....</b>                                                             | <b>88</b> |
| <b>10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>                                           | <b>89</b> |
| <b>11 ANEXOS.....</b>                                                               | <b>93</b> |



## 1 INTRODUÇÃO

Atualmente, pode-se observar na Odontologia uma procura cada vez mais acentuada por procedimentos estéticos, importantes para o convívio social e autoestima do paciente. Além disso, há uma forte tendência em dentística restauradora pela busca de preparos cada vez mais conservadores, com consequente demanda de restaurações com espessuras menores e mais dependentes da adesão para sua longevidade clínica (KERMANS SHAH, BOROUGENI, BITARAF, 2011).

As cerâmicas odontológicas, por apresentarem uma série de características desejáveis, como biocompatibilidade, alta resistência à compressão e abrasão, estabilidade de cor, radiopacidade, estabilidade química, coeficiente de expansão térmica superior à estrutura dentária e excelente potencial para simular a aparência dos dentes naturais, com máxima preservação de estrutura dentária, apresentam-se como um dos principais materiais na restauração dentária (KERMANS SHAH, BOROUGENI, BITARAF, 2011). A porcelana feldspática foi a primeira a ser empregada na Odontologia e, até hoje, tem grande aceitação clínica devido a algumas vantagens, como capacidade de reproduzir cor do dente utilizando uma camada fina de material, alta estabilidade química, baixa condutibilidade elétrica, resistência ao desgaste e excelente retenção mecânico-química após o tratamento com ácido fluorídrico associado a um agente silano (AKYIL *et al.*, 2011; MATSUMARA *et al.*, 2006). Essas características permitem indicar essa porcelana em preparos ultraconservadores e com alta demanda estética, como facetas laminadas indiretas (RASSETO *et al.*, 2004).

O desempenho clínico das facetas de porcelana está relacionado diretamente às etapas de condicionamento da porcelana e do esmalte, propriedades físico-químicas e tipo do agente de cimentação utilizado (NAGAYASSU *et al.*, 2006). Cada etapa é fundamental para determinar força e durabilidade da adesão formada entre superfícies do esmalte e do cimento resinoso, e do cimento resinoso com porcelana (KERMANS SHAH, BOROUGENI, BITARAF, 2011; MAGNE, BELSER, 2003).

A etapa de cimentação tem importância fundamental na longevidade das facetas de porcelana. Há vários anos, cimentos resinosos duais vêm sendo os

agentes de escolha para esse tipo de restauração, com resultados satisfatórios. A principal desvantagem desse cimento é a baixa estabilidade de cor provocada pela amina terciária utilizada para polimerização química, o que pode comprometer esteticamente restaurações com menor espessura de porcelana em longo prazo (AKGUNGOR, AKKAYAN, GAUCHER, 2005).

A utilização de cimento fotoativado para cimentação das restaurações de porcelana com menor espessura, como facetas, é preferível, pois esse possui melhor controle no processo de cimentação, proporcionando maior tempo de trabalho clínico. Além disso, possui melhores propriedades físicas e ópticas, como melhor estabilidade de cor e menor incorporação de ar (PEUMANS *et al.*, 2000; RASSETO, *et al.*, 2004). Porém, é importante que aconteça transmissão de luz através da faceta de porcelana suficiente para iniciar a polimerização do cimento resinoso e, dessa forma, garantir suas propriedades adesivas, promover selamento marginal (RASSETO, *et al.*, 2004), distribuir tensões e prevenir formação de trincas (OZTURK *et al.*, 2012).

Estudos clínicos recentes têm demonstrado que esse tipo de cimento também pode ser utilizado como agente de cimentação para facetas de porcelana, com resultados satisfatórios (AKGUNKOR, AKKAYAN, GAUCHER, 2005; BARCELEIRO *et al.*, 2003; KERMANSHAH, BOROUGENI, BITARAF, 2011; MAGNE, BELSER, 2003; PEUMANS *et al.*, 2000). Entretanto, os resultados ainda são limitados para sustentar indicação dos cimentos resinosos fotoativados específicos para cimentação de facetas, que foram recentemente introduzidos no mercado odontológico, em função principalmente da espessura da porcelana, que pode atenuar a eficácia da sua união ao esmalte e comprometer a durabilidade das restaurações.

O objetivo deste estudo foi avaliar três fatores determinantes na cimentação das porcelanas ao esmalte: tipo de ativação do cimento resinoso (químico, dual ou fotoativado), espessura do material restaurador (1 ou 2 mm) e envelhecimento da restauração (imediate ou após 30 dias de armazenagem e 3500 ciclos de termociclagem) na resistência à união entre uma porcelana feldspática ao esmalte dental, quando submetidos ao teste de resistência ao microcissalhamento.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A Odontologia adesiva teve seu início quando Buonocore (1955) introduziu os primeiros conceitos sobre adesão à estrutura dental. Nessa época, o maior problema das restaurações de resina acrílica ou outros materiais de preenchimento era a falta de adesão à estrutura dentária. O objetivo do autor foi aumentar a resistência das restaurações na cavidade, aumentar o selamento marginal e diminuir a recorrência de cáries, por meio de método de alteração da superfície dentária por tratamento químico. Dois métodos foram testados: o primeiro método utilizou reagente de fósforo molibdato contendo tungstato de sódio, em conjunto com solução de ácido oxálico; no segundo método, foi utilizada a solução de 85% ácido fosfórico. A adesão produzida pelo ácido fosfórico se mostrou mais forte e durável. O autor afirmou que esse processo clinicamente seguro, que aumenta a área de superfície do substrato dentário, expõe superfície orgânica do esmalte onde o material restaurador pode aderir, remover esmalte antigo, não reativo e inerte, e expor esmalte novo, reativo, mais favorável à adesão.

Rochette (1975) publicou nova técnica para restauração de dentes anteriores fraturados com porcelana, sem necessidade de intervenção cirúrgica, baseado nos princípios de adesão ao esmalte, obtida por meio do condicionamento ácido e na adesão química promovida pelo agente silano na porcelana. A técnica foi acompanhada por três anos, sem falha na cimentação adesiva, portanto as restaurações de cerâmica resistiram às forças de atrição, encontradas na região anterior. O autor afirmou que acompanhamento clínico de mais pacientes restaurados nessa técnica pode definir suas indicações e contraindicações com mais precisão.

Horn (1983) determinou que o preparo para laminados de porcelana pode ser modificado, caso seja necessário. Saliências podem ser reduzidas e a eficiência da fixação é aumentada se a camada superficial do esmalte é removida. Ele acompanhou 100 casos de facetas laminadas, cimentadas ao esmalte, durante um ano. Apenas três sofreram falha no processo de cimentação e em um caso houve fratura da porcelana devido a trauma externo, sendo observada alta porcentagem de

sucesso em curto prazo. Concluiu-se que laminados de porcelana podem ser cimentados sobre esmalte condicionado com segurança. O autor ainda afirmou que facetas de porcelana são recompensa para os dentistas que buscam por restaurações cada vez mais conservadoras.

Linden *et al.* (1991), em estudo *in vitro*, determinaram efeitos da opacidade da porcelana, da presença do catalisador químico e do tempo de exposição à luz na polimerização de compósitos fotoativados. Três tipos de porcelanas VITA com 0,7mm de espessura, cor A1, e diferentes opacidades foram utilizados: (1) Ceramco IIG (opaca), (2) mistura de 75% Ceramco IIG (opaca) com 25% Ceramco II (translúcida) e (3) mistura de 50% Ceramco IIG (opaca) com 50% Ceramco II (translúcida). Os seguintes agentes cimentantes foram utilizados: Porcelite (Kerr), Porcelite (Kerr) com catalisador (dual), Heliolink (Vivadent), Heliolink (Vivadent) com catalisador (dual). Quatro tempos diferentes foram utilizados na fotoativação dos corpos de prova: 30s, 60s, 90s e 120s. Transmissão de luz e dureza foram avaliadas nos diferentes grupos formados. Houve queda considerável na transmissão de luz nos três grupos de porcelana (54,5% para o grupo com porcelana mais opaca e 48,2% para o grupo com porcelana mais translúcida), porém a diferença entre eles não foi estatisticamente significativa. Dureza foi significativamente maior quando o catalisador foi usado para ambos os cimentos utilizados, em todos os tempos de fotoativação. A dureza aumentou significativamente na medida em que o tempo de fotoativação aumentou para ambos os grupos de cimentos, porém maiores valores só foram encontrados quando o catalisador foi utilizado, indicando maior potencial de conversão dos monômeros em polímeros nesses casos.

Costello (1995) realizou revisão bibliográfica sobre sistemas de adesão utilizados para cimentação de facetas de porcelana e fez algumas considerações importantes. Ele afirmou que a evolução dos sistemas adesivos, combinada com a força de atração exercida entre compósitos de resina fotoativados com esmalte condicionado e com porcelana condicionada e silanizada, é que determina o sucesso e o aumento do potencial de indicações das facetas de porcelana. Ao comparar cimentos de dupla polimerização e cimentos fotoativados, ele afirmou que a vantagem dos compósitos fotoativados é o maior tempo de trabalho clínico e melhor estabilidade de cor. Porém, compósitos de cura dual devem ser preferidos quando há desgaste dental maior, em que é necessária a espessura de porcelana



maior ou quando a porcelana escolhida for bastante opaca, como, por exemplo, nos casos em que se procura mascarar a descoloração severa.

Roulet, Soderholm, Longmate (1995) investigaram em estudo *in vitro* vários tratamentos de superfície que influenciam a resistência adesiva da interface porcelana/compósito. Com esse objetivo, foi testada a influência da composição do material restaurador, do método de criação de rugosidades na superfície cerâmica, do tratamento com silano, da secagem do silano com calor e do meio de armazenamento. A resistência à união adesiva por cisalhamento foi determinada e os resultados, avaliados por ANOVA, demonstraram que a interação micromecânica é o fator crucial para a resistência adesiva na interface porcelana/compósito. O método de criação de rugosidades na superfície da porcelana tem efeito mais forte sobre resistência adesiva, sendo ataque com ácido fluorídrico melhor do que jateamento e abrasão. A variação no tipo de porcelana feldspática apresentou efeito menos significativo sobre resistência adesiva. A resistência adesiva permaneceu constante após armazenamento dos CP em água por um ano, quando tratados com ácido fluorídrico, mas diminuiu de 50% a 75% quando foram jateadas ou abrasonadas. O aquecimento do silano a 100°C contribuiu para eliminação dos solventes e resultou em resistência adesiva duas vezes superior aos CP, onde não foi utilizado calor. Os autores concluíram que microporosidades provocadas pelo ácido fluorídrico na superfície da porcelana parecem ser fator determinante na resistência de união do compósito à porcelana.

De acordo com Peumans *et al.* (1999), a retenção das facetas de porcelana em longo prazo depende principalmente da força e durabilidade da adesão promovida pela agente cimentante no dente e no substrato da porcelana. Com objetivo de obter explicações para alguns fenômenos clínicos e limitações que envolvem o processo de adesão das facetas, os autores analisaram a estrutura ultramorfológica da porcelana frente a algumas variáveis: condicionamento com ácido fluorídrico da porcelana, limpeza com ultrassom e silanização. O efeito de cada etapa foi avaliado por microscopia eletrônica de varredura. Porcelanas condicionadas foram cimentadas em doze incisivos humanos extraídos e interfaces resina/porcelana condicionada e resina/estrutura dentária também foram avaliadas no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). Os resultados demonstraram que a ausência de condicionamento ácido da porcelana expôs áreas retentivas limitadas e

que, após condicionamento com ácido fluorídrico a 9,5% por sessenta segundos, apareceram numerosas microporosidades na microestrutura da porcelana. A limpeza com ultrassom promoveu remoção de microfragmentos que permaneceram na microestrutura da porcelana após enxágue simples com água revelando, dessa forma, microporosidades ainda mais profundas, largas e conectadas entre si. Essa estrutura não se alterou após a aplicação do agente silano. Na análise das interfaces, os autores observaram grande interação entre elas, porém com maior retentividade na interface resina/porcelana condicionada. Na interface resina/estrutura dentária, esmalte cervical e dentina exposta, produziu-se a adesão com menor retentividade, porém não foi observada a separação nessas áreas, quando o condicionamento foi realizado de forma adequada. Demonstrou-se que há forte interação micromecânica entre as interfaces envolvidas, o que explica a alta retenção, durabilidade e baixo percentual de fraturas observadas *in vivo*, quando facetas são cimentadas ao esmalte.

O emprego de facetas de porcelana tem crescido conforme relataram Peumans *et al.* (2000). A indicação desse tipo de restauração na região anterior veio com a evolução da capacidade adesiva em esmalte e dentina, possibilitando resultados com maior durabilidade, estéticos e com preparos mais conservadores. Nas facetas, a superfície palatina do dente permanece intacta, diminuindo não somente esforços mastigatórios sobre a restauração como também danos pulpares e periodontais ao remanescente dentário. Eles afirmaram que o sucesso desse tipo de restauração é determinado principalmente pela força e durabilidade da adesão formada entre três superfícies envolvidas na restauração: superfície dentária, cimento resinoso e faceta de porcelana. Em relação à escolha do agente para cimentação de facetas de porcelana, observou-se que compósitos fotoativados são preferidos por proporcionarem melhor controle no processo de cimentação, melhor estabilidade de cor e menor incorporação de bolhas de ar.

Shimada, Yamaguchi, Tagami (2002) utilizaram teste de microcissalhamento para avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de cimento resinoso dual à porcelana infiltrada por vidro. De acordo com os autores, o teste de microtração, apesar de ser efetivo para áreas pequenas, é difícil de conduzir e consome muito tempo na preparação dos espécimes. Já, testes de microcissalhamento, além de simularem causas primárias de falhas adesivas *in vivo*,

são mais fáceis de conduzir e geram distribuição de tensão uniforme no espécime, aspecto importante que não é respeitado em testes macro. Antes de realizar teste de microcisalhamento, os autores condicionaram a superfície restaurações de porcelana de seis maneiras diferentes: G1: Jateamento com óxido de alumínio (JOA); G2: JOA + polimento com papel carbide e pastas adiamantadas; G3: JOA + Ácido fluorídrico a 16,8% por 5s; G4: JOA + Ácido fluorídrico a 16,8% por 30s; G5: JOA + Ácido fosfórico a 40% por 5s; G6: JOA + Ácido fosfórico a 40% por 60s. Após tratamentos de superfície, os grupos foram divididos novamente: metade dos espécimes foi tratada com primer ácido, que não contém silano por 20s, e a outra metade sofreu tratamento com uma mistura de primer ácido e silano. Na sequência, quatro cilindros de resina composta, com aproximadamente 0,75mm de diâmetro e 0,5mm de altura, foram cimentados em cada uma das superfícies de porcelana. Para o teste, a base de porcelana foi fixada à máquina de teste com cola de cianocrilato. Um arame de 0,20mm de diâmetro foi posicionado em contato com a metade da circunferência do cilindro de resina e com interface resina/porcelana. Carga de microcisalhamento foi aplicada sobre cada espécime numa velocidade de 1mm/min até ocorrer falha. Resultados foram analisados por ANOVA (Two Way) e as comparações utilizando o teste de Fisher PLSD. Conclui-se que o uso do agente silano associado a um primer ácido melhorou significativamente a resistência à união adesiva entre cimento e porcelana. Já o efeito do condicionamento com ácido após o jateamento não mostrou benefícios na porcelana estudada. O condicionamento da porcelana com ácido fluorídrico por 30s não trouxe benefícios à adesão quando comparado ao jateamento com óxido de alumínio.

Magne, Belser (2003) afirmaram que o sucesso dos laminados de porcelana não é obtido por meio do uso de alta tecnologia ou de materiais avançados, mas simplesmente pela associação de dois materiais tradicionais, isto é, resinas compostas híbridas e porcelana. Tal realização reside no fato de que apenas vantagens específicas desses dois materiais são utilizadas, que são adesão e rigidez similar à dentina, da resina composta, e estética, durabilidade e rigidez similar ao esmalte, dos laminados de porcelana. Em relação à escolha do cimento adesivo para cimentação das facetas, afirmaram que, devido à sua capacidade de fluir e autopolimerizar, materiais de dupla polimerização são erroneamente preferidos às resinas compostas mais viscosas e fotoativadas. Como vantagens

desse último compósito, os autores apontaram o melhor controle no processo de cimentação, melhor estabilidade de cor e menor incorporação de ar. Ainda afirmam que resinas de dupla polimerização não apresentam nenhuma vantagem em relação ao índice de polimerização desde que cada superfície proximal da restauração seja fotoativada por, pelo menos, 120 segundos.

Barceleiro *et al.* (2003) estudaram a utilização das resinas flow como agentes cimentantes de restaurações de porcelana. De acordo com os autores, esses materiais são reconhecidos pelas características ópticas superiores aos cimentos de dupla polimerização e pelas excelentes propriedades físicas. Além disso, possuem tempo de trabalho superior. Então, com objetivo de avaliar *in vitro* a resistência de união adesiva ao esmalte bovino por cisalhamento desse tipo de cimento resinoso, comparado aos cimentos de dupla polimerização, os autores cimentaram vinte CP de porcelanas feldspáticas com 5mm de diâmetro e 2mm de espessura a vinte dentes bovinos, utilizando dois agentes cimentantes diferentes: G1 - cimento resinoso dual (Variolink II), G2 - resina flow (Tetric flow). Espécimes foram submetidos a 500 ciclos de termociclagem e, em seguida, ao teste de cisalhamento. Dados coletados foram analisados estatisticamente utilizando teste *t-Student* ( $P < 0,05$ ). As médias das tensões de união adesiva foram 9,66 ( $\pm 3,00$ ) MPa para G1, 10,53 ( $\pm 3,71$ ) MPa para G2, estatisticamente similares. Os autores concluíram que a resistência de união adesiva por cisalhamento da resina flow não foi diferente do sistema dual em porcelanas com espessura de até 2mm e, por esse motivo, pode ser utilizada como alternativa confiável para cimentação de laminados de porcelana. Alertaram, no entanto, que estudos em longo prazo são necessários para confirmar essa conclusão.

Diante da constatação de que a transmissão de luz através de facetas de porcelana afeta diretamente o grau de conversão dos cimentos resinosos fotoativados, Rasetto *et al.* (2004) propuseram um estudo para avaliar a transmissão de luz através de diferentes espessuras e tipos de porcelana, quando irradiadas por diferentes unidades de fotoativação. Foram testados três tipos de unidades fotoativadoras: luz halógena convencional (660mW/cm<sup>2</sup>), luz halógena de alta intensidade (1050mW/cm<sup>2</sup>) e arco de plasma (2475mW/cm<sup>2</sup>), associadas a copings de porcelana Procera (0,25mm, 0,40mm e 0,65mm de espessura), discos de porcelana feldspática Ceramco II e porcelana prensada IPS-Empress (ambos

com 1mm de espessura). De acordo com os autores, os fatores que contribuem para a durabilidade e previsibilidade de uma faceta de porcelana incluem a escolha do cimento resinoso, seu mecanismo de fotoativação, unidade de fotoativação, natureza e espessura da cerâmica. Em relação ao cimento resinoso, os fotoativados são preferidos aos cimentos resinosos químicos ou duais para cimentação de facetas, devido à sua estabilidade de cor e pelo controle no processo de cimentação. Porém, a adequada polimerização do cimento resinoso é essencial para garantir propriedades adesivas do cimento e promover selamento marginal, prevenindo microinfiltração. Espessura e cor das restaurações de porcelana afetam diretamente o grau de conversão dos compósitos fotoativados. Geralmente, quanto mais espessa e escura, mais crítica é a intensidade de luz para ativar propriedades ópticas ideais do cimento, ou seja, a transmissão de luz através da porcelana afeta diretamente o potencial de polimerização do cimento resinoso fotoativado. Resultados demonstraram queda na intensidade da luz transmitida com todas as fontes de luz, com aumento da espessura de porcelana dos copings de Procera em 0,25mm, 0,40mm e 0,60mm, respectivamente, como segue adiante: arco de plasma ( $1083 \pm 117$ ,  $843 \pm 59$  e  $593 \pm 132$ ), luz halógena de alta intensidade ( $425 \pm 41$ ,  $345 \pm 74$  e  $256 \pm 79$ ) e luz halógena ( $270 \pm 102$ ,  $230 \pm 48$  e  $180 \pm 113$ ). Para a porcelana feldspática e cerâmica prensada, os resultados de transmissão de luz foram, respectivamente: arco de plasma ( $590 \pm 113$  e  $590 \pm 113$ ), luz halógena de alta intensidade ( $325 \pm 40$  e  $325 \pm 50$ ), luz halógena ( $250 \pm 71$  e  $230 \pm 35$ ). Intensidade mínima recomendada para ativar a canforoquinona é de 280 a 300mW/cm<sup>2</sup>. Portanto, apenas o arco de plasma e a luz halógena de alta intensidade emitiram energia suficiente para polimerizar o cimento resinoso fotoativado. Resultados desse estudo indicaram que a efetividade da polimerização está diretamente relacionada ao tipo de fonte de luz, à natureza da porcelana utilizada e à espessura da porcelana. Diante dessa pequena amostra avaliada, os autores concluíram que não é adequada a transmissão de luz através de copings mais espessos para ativar a polimerização, quando luz halógena convencional ou de baixa potência é utilizada. Além disso, a polimerização pela luz dos cimentos resinosos, até mesmo nos copings mais finos de Procera, parece não ser influenciada pela luz halógena convencional, sendo necessária a fonte de luz com intensidade mínima de 1000mW/Cm<sup>2</sup>.

O objetivo de Usomez *et al.* (2004) foi avaliar a diferença da eficiência na polimerização de cimento resinoso para facetas de porcelana, utilizando duas fontes de luz: arco de plasma ou luz halógena. Segundo os autores, polimerização adequada é fator crucial para obtenção das propriedades físicas ideais e desempenho clínico dos compósitos resinosos. Polimerização inadequada causa diminuição das propriedades físicas do compósito resinoso, alterações na resistência, rigidez, sorção de água e perda da estabilidade de cor. Nesse estudo, vinte espécimes foram cimentados com cimento resinoso dual, divididos em dois grupos, de acordo com a fonte de luz para fotoativação. Depois de cimentados, espécimes foram armazenados em água por 24 horas e submetidos à máquina de cortes Isomet para obtenção de espécimes com 1,2mm<sup>2</sup>. Espécimes foram adaptados para teste em dispositivo desenvolvido pela Universidade de Harvard, e força de cisalhamento de 1mm/min foi aplicada na interface porcelana/cimento resinoso/esmalte, e a carga máxima obtida foi anotada. Espécimes polimerizados por luz halógena (20,15 ± 2,95MPa) foram mais resistentes à tensão de microcisalhamento que espécimes polimerizados por arco de plasma (15,06 ± 2,96MPa). Além disso, foi observado menor grau de infiltração marginal dos espécimes polimerizados com luz halógena sob MEV, o que sugere menor contração de polimerização.

Com o argumento de que a diminuição da profundidade de transmissão da luz através da cerâmica pode resultar na insuficiente polimerização dos agentes cimentantes e, conseqüentemente, na inadequada resistência à união em curto e longo prazo, Akgungor, Akkayan e Gaucher (2005) realizaram estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a influência da espessura da cerâmica e do modo de polimerização dos agentes cimentantes resinosos na resistência à união adesiva em curto e médio prazo de sistema cerâmico de dissilicato de lítio. Para isso, planificaram a superfície oclusal até a exposição da dentina em 120 terceiros molares humanos hígidos extraídos. Essa superfície foi tratada com ácido fosfórico 32% e adesivo de passo único (One-Step). CP de porcelana Empress II foram fabricados com 6mm de diâmetro e 1,0mm, 1,5mm ou 2mm de espessura (n=40 por grupo). Cada CP foi planificado e condicionado com ácido fluorídrico a 10% e silano. Em seguida, discos de cerâmica de cada espessura foram divididos em dois grupos (n=20) e cimentados à superfície dentinária com cimento resinoso dual, com

catalisador (dupla ativação) ou sem catalisador (fotoativação). Teste de cisalhamento foi realizado depois de dez minutos ( $n=10$ ) ou após 24 horas e 1000 ciclos de termociclagem ( $n=10$ ), e as superfícies foram analisadas em MEV. Os resultados foram analisados por ANOVA 3-way ( $\alpha=0,05$ ). Os valores médios da resistência à união foram  $13,2 \pm 4,1$  MPa para espécimes de dupla ativação e  $15,9 \pm 2,0$  MPa para fotoativados. Observou-se que a espessura da cerâmica, o modo de polimerização, o envelhecimento ou a combinação desses parâmetros não influenciaram a resistência de união por cisalhamento. O padrão das falhas de todos os espécimes foi adesivo entre superfície dentinária e agente cimentante. Concluiu-se que tanto a fotoativação quanto a dupla polimerização promoveram resistências à união semelhante. A durabilidade da adesão também foi semelhante e a espessura da cerâmica não influenciou na resistência à união. Os autores afirmaram que a alta intensidade de fotoativação (800mV) e maiores períodos de ativação (60 segundos), utilizados nesse estudo, podem ter afetado positivamente as forças à união e possivelmente, por esse motivo, resultados semelhantes entre os grupos foram encontrados.

Nagayassu *et al.* (2006) fizeram estudo *in vitro* cujo objetivo foi avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência ao cisalhamento da união entre porcelana e cimento resinoso. Considerando diversos tipos de tratamento de superfície recomendados para aumentar o potencial adesivo com retenções micromecânicas, foram avaliados sessenta pares de porcelana feldspática de 6mm de diâmetro e 3mm de espessura (A) e 3mm de diâmetro e 3mm de espessura (B). Espécimes foram divididos aleatoriamente em seis grupos ( $n=10$  pares), de acordo com o tratamento de superfície: condicionamento com ácido fluorídrico por 2 ou 4 min (G1 e G2), jateamento com óxido de alumínio ( $50\mu\text{m}$ ) por 5s (G3), jateamento seguido de ácido fluorídrico por 2 ou 4 min (G4 e G5) e sem tratamento de superfície (Controle) (G6). Em seguida, foi aplicado silano na superfície tratada de ambos os discos, e os discos B foram cimentados sobre os discos A, utilizando cimento resinoso dual Bistite II DC. Espécimes foram armazenados em água destilada a  $37^\circ\text{C}$  por 24h, para posterior teste em máquina de ensaio universal. Médias em MPa foram: G1:  $14,21 \pm 4,68$ ; G2:  $8,92 \pm 3,02$ ; G3:  $10,04 \pm 2,37$ ; G4:  $12,74 \pm 5,15$ ; G5:  $10,99 \pm 3,35$  G6:  $6,09 \pm 1,84$ . Dados foram submetidos à ANOVA e teste de Tukey ( $p<0,05$ ). O condicionamento ácido por 2 min apresentou resultados

significativamente superiores ao condicionamento por 4 min e ao grupo controle, porém não diferiu estatisticamente em relação ao jateamento, associado ou não ao ácido fluorídrico, por 2 ou 4 min. Dentro das limitações de um estudo *in vitro*, conclui-se que o condicionamento com ácido fluorídrico por 2 min produziu retenção micromecânica favorável, que aumentou a resistência à união entre cimento resinoso e porcelana.

Magne, Cascione (2006) realizaram estudo *in vitro de três maneiras diferentes* para determinar a diferença na resistência de união adesiva por microtração entre um compósito resinoso fotoativado (utilizado como agente cimentante) e porcelana feldspática: quatro pares de blocos foram fabricados pela técnica do refratário e revestidos com pasta (Ducera Lay Conector Paste), outros quatro pares foram fabricados pela técnica do refratário e revestidos com porcelana translúcida (CL-O) e oito pares foram fabricados pela técnica de injeção por pressão, a quente. Após a fabricação, porcelanas foram condicionadas com ataque de óxido de alumínio, ácido fluorídrico a 9% por noventa segundos e limpeza com água por vinte segundos. A limpeza pós-condicionamento foi realizada com ácido fosfórico a 37% por um minuto, lavagem com água por vinte segundos e imersão em banho ultrassônico com água destilada por cinco minutos. Procedimento de limpeza não foi adotado em um dos grupos fabricados pela técnica da injeção a quente. CP receberam tratamento com várias camadas de silano, secagem a 100°C por cinco minutos, aplicação de adesivo resinoso e cimentação com compósito resinoso fotoativado Z100 (3M/ESPE) e fotoativação com luz halógena de intensidade 600mW/cm<sup>2</sup> por 160 segundos. CP foram submetidos à máquina de cortes para obtenção dos espécimes que, em seguida, foram testados em máquina de testes da Bisco, e valores de resistência adesiva por microtração foram obtidos. A porcelana de revestimento foi determinante na resistência adesiva por microtração: as porcelanas revestidas com porcelana translúcida (CL-O) tiveram melhores resultados: 46,3MPa contra 37,9MPa das porcelanas revestidas pela pasta (Ducera Lay Conector Paste). Esse valor também foi estatisticamente inferior ao valor de resistência adesiva obtido com porcelanas fabricadas pela técnica da injeção por pressão a quente: 49,7MPa. A ausência do condicionamento ácido resultou em redução da resistência adesiva em 50%: 24,1MPa. A análise em MEV mostrou precipitados cristalinos nas superfícies condicionadas, que não foram solúveis em água, nesse grupo. Esses precipitados



foram completamente eliminados após o banho ultrassônico. Concluiu-se que é preferível revestir a porcelana do refratário com porcelana translúcida, e que a limpeza com ultrassom foi imprescindível para remoção dos depósitos cristalinos provocados pelo condicionamento ácido e, conseqüentemente, a obtenção da sua máxima resistência adesiva.

Meng, Yoshida, Atsuta (2007) realizaram estudo *in vitro* cujo objetivo foi avaliar a resistência à união e a durabilidade da adesão entre porcelana e dois sistemas resinosos duais, quando irradiados por diferentes intensidades de luz. Espécimes de porcelana foram cimentados com: (1) Primer + Link Max HV ou (2) Monobond S + Variolink II. Ambos cimentos foram fotoativados por 40s, utilizando uma fonte de luz de 800 mW/Cm<sup>2</sup>, ou não sofreram irradiação. De acordo com estudo piloto realizado pelos mesmos autores em 2006, 800mW/cm<sup>2</sup> de intensidade de luz sobre CP de 1, 2, 3 e 4mm de espessura é reduzida à intensidade de 310, 160, 80 e 40 mW/Cm<sup>2</sup>, respectivamente. Dispositivo de microcislhamento (wire-loop test) de fabricação própria foi acoplado à máquina de testes universal Instron para realização dos testes nos CP, após 24 horas de armazenamento em água ou após 10000 ciclos de termociclagem. Tipos de falhas foram determinados com uso de microscópio estereoscópico. Os resultados submetidos à ANOVA 3-way e pelo teste de Tukey demonstraram que a resistência à união foi afetada significativamente pelo agente de cimentação ( $p<0,001$ ), pela intensidade de irradiação ( $p=0,003$ ) e pela termociclagem ( $p<0,001$ ). Também houve diferenças estatísticas quando a intensidade de irradiação, o agente de cimentação ( $p=0,001$ ), o agente de cimentação e a termociclagem ( $p=0,002$ ) foram analisados em conjunto. Não houve diferenças significantes na resistência à união dos dois grupos de cimentos, em todas as intensidades de irradiação, após 24 horas de armazenagem. A termociclagem diminuiu significativamente a resistência à união nos dois grupos. Independentemente da intensidade de luz, o Variolink II teve melhores resultados de resistência à união nos dois períodos testados. Em relação aos modos de falha, o percentual de falhas adesivas foi significativamente maior no grupo que foi submetido à termociclagem. Por fim, os autores concluíram que a polimerização insuficiente provocada pelo aumento da espessura da porcelana não influenciou na resistência adesiva dos cimentos utilizados antes e após a termociclagem, a polimerização adequada não melhorou a resistência à união dos cimentos após

termociclagem e a polimerização inadequada dos cimentos resinosos duais não exacerbou a deteriorização da resistência adesiva após termociclagem dos dois cimentos testados. Dessa forma, não se pode afirmar que ausência de fotoativação dos agentes cimentantes duais aumenta o risco de falha adesiva na sua interface com a cerâmica.

Baseado no fato de que a espessura e a cor da porcelana afetam diretamente o grau de polimerização de cimentos duais e fotoativados, o estudo realizado por Peixoto *et al.* (2007) avaliou efeito de oito cores (A1; A4; B1; B4; C1; C4; D2 e D4) e de quatro espessuras (1,5; 2; 3 e 4mm) de porcelana na transmissão de luz de duas unidades de fotoativação (Optilux, modelos 401 e 403, Demetron/Kerr). Para todas as cores, houve queda significativa na transmissão de luz com o aumento da espessura da porcelana, exceto nas porcelanas de cores A4 e C4, em que não houve diferença na porcentagem de transmissão de luz com o aumento da espessura de 3 para 4mm. Nas porcelanas com a mesma espessura houve diferença estatística significativa nas porcentagens de transmissão de luz para a maioria das cores, em que exemplares mais escuros transmitiram menos luz do que os mais claros. Observou-se que as porcentagens de transmissão de luz foram baixas para todas as espessuras e cores de porcelana. Os exemplares A1 e D2 (1,5mm de espessura) apresentaram maior porcentagem de transmissão de luz, aproximadamente 8%, enquanto que os exemplares na cor C4 (4mm de espessura) apresentaram menor porcentagem: 0,2% de transmissão de luz. Não houve diferença estatística significativa entre as duas fontes de luz halógena utilizadas.

Meng, Yoshida, Atsuta (2008) realizaram estudo *in vitro* cujo propósito foi avaliar a resistência à união e durabilidade da adesão de três sistemas adesivos duais de alta viscosidade, 1- Ceramic Primer / LinkMaxHV, 2- MonoBondS / Variolink II HV, 3- MBS / Heliobond / VarioLink II HV, associados a diferentes tratamentos de superfície, A- ácido Fosfórico 37% por 30s, B- ácido fluorídrico 5% por 5 segundos, C- ácido fluorídrico 5% por 10 segundos, D- ácido fluorídrico 5% por 30 segundos, E- JOA com 50µm por 10 segundos. Cerâmicas usinadas à base de óxidos de sílica, alumínio e potássio na fase vítrea e à base de leucita na fase cristalina foram utilizadas nesse estudo. Dois grupos foram divididos, de acordo com o tempo de armazenagem, 24 horas de armazenagem em água ou após 10000 ciclos de termociclagem. Teste de microcisalhamento (wire-loop test) foi utilizado para

mensurar a resistência à união dos grupos após esses períodos de armazenamento. Resultados analisados por ANOVA demonstraram que a resistência à união foi influenciada pelo tratamento de superfície, pelo sistema adesivo empregado, pela termociclagem e por todas as suas interações. Para todos os grupos, 10000 ciclos de termociclagem diminuíram significativamente a resistência à união, quando comparados ao grupo sem termociclagem. Resistência à união do grupo sem termociclagem não foi influenciada pelo tratamento de superfície, independente do sistema adesivo utilizado. O grupo 2, que recebeu tratamento com Monobond S, exibiu maior redução na resistência à união após 10000 ciclos de termociclagem, independente do tratamento de superfície. No grupo sem termociclagem houve predominância de falhas coesivas, enquanto no grupo com termociclagem as falhas exclusivamente coesivas desapareceram, com maior predominância de falhas coesivas / adesivas ou somente adesivas. Concluiu-se que, para esse tipo de cerâmica, tratamentos de superfície com ácido fluorídrico e/ou silano são desnecessários, bastando apenas limpeza da superfície com ácido fosfórico.

Subramanian *et al.* (2008) avaliaram efeito da termociclagem na resistência flexural de laminados de porcelana. De acordo com os autores, falhas na cimentação, formação de trincas na superfície e fraturas da porcelana são problemas frequentes das restaurações de porcelana, que podem ser causados pelas variações térmicas que estão sujeitas no ambiente oral. Oitenta discos de porcelana (Vitadur) foram divididos em dois grupos: A - Facetas de porcelana sem cimento resinoso. B - Facetas de porcelana cimentadas com cimento resinoso dual em base de metal. Espécimes foram divididos em quatro regimes de armazenagem: I – 37°C (controle), II - Entre 4°C e 37°C, III – Entre 37°C e 65°C e IV – Entre 4°C e 65°C. Temperaturas dos banhos são correspondentes ao máximo e mínimo aos quais são submetidos em ambiente oral: 65°C e 4°C respectivamente, e tempo de transferência baseado na temperatura corporal, aproximadamente 37°C. Frequência do regime de termociclagem foi baseada no fato de que no máximo dez ciclos de temperaturas extremas ocorrem por dia. Como resultado, 3500 ciclos representam aproximadamente um ano de função das restaurações de porcelana. A análise flexural revelou resistência maior das facetas de porcelana sem cimento:  $88,58 \pm 6,94\text{MPa}$  contra  $8,42 \pm 2,60\text{MPa}$  das facetas cimentadas com cimento resinoso dual. Foi observado no MEV, propagação de trincas e diminuição da resistência flexural

nos grupos submetidos a variações de temperatura extremas pela termociclagem:  $71,34 \pm 7,91$  MPa para o grupo A e  $6,09 \pm 0,72$  para grupo B.

Ratnaweera *et al.* (2009) realizaram estudo *in vitro* com objetivo de avaliar resistência à união por meio do teste de microtração, em laminados de porcelana cimentados a dentes normais e com fluorose. Quarenta incisivos humanos, sendo vinte normais e vinte com fluorose moderada (Thylstrup Fejerskov Index, TFI = 4 a 6) foram coletados. Superfícies palatinas foram planificadas e polidas para receberem restauração. Essas superfícies foram cimentadas a cilindros de porcelana feldspáticas (VITA VM7) de 5mm<sup>2</sup> e 1mm de espessura, utilizando dois cimentos resinosos fotoativados (RelyX Veneer ou Clapearl), de acordo com instruções do fabricante. Aparato de resina composta (“resin grip”) foi aderido no topo das fatias de cerâmica com espessura de 5mm, para possibilitar adaptação dos espécimes na máquina de teste de microtração. Os espécimes foram armazenados em água por 24 horas e submetidos à máquina de cortes Isomet, para obtenção dos espécimes com 1,25mm<sup>2</sup> de área de superfície. Os espécimes foram submetidos ao teste de microtração, numa velocidade de 1mm/min. Os resultados para os testes de microtração, em MPa, foram  $20,55 \pm 5,83$  (RelyX/fluorose),  $20,16 \pm 4,61$  (RelyX/normal),  $18,74 \pm 2,88$  (Clapearl/fluorose) e  $21,06 \pm 4,99$  (Clapearl/normal). Após análise de variância, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Concluiu-se que não houve diferença na resistência à união entre cimentos resinosos RelyX e Clapearl, e que a resistência à união dos cimentos resinosos testados não foi influenciada pelo grau de severidade de fluorose encontrada no grupo teste. Portanto, um tratamento extra ou um tratamento especial não são necessários para esse tipo de esmalte.

Attia (2009) avaliou efeito de diferentes tratamentos de superfície, três agentes cimentantes e da termociclagem na resistência à microtração entre cerâmica de zircônia e resina composta. Três tratamentos de superfície foram realizados: 1 – Abrasão com partículas de óxido de alumínio, 2 – Abrasão com partículas de óxido de alumínio, seguida de revestimento com partículas de sílica, 3 – Abrasão com partículas de sílica seguida de aplicação de agente silano. Foram testados três agentes cimentantes: cimento resinoso quimicamente polimerizável (Multilink Automix), cimento resinoso dual (RelyX Unicem) e cimento ionomérico modificado por resina (Ketac Cem Plus). Sete espécimes de cada subgrupo foram

armazenados em água a 37°C por uma semana, e outros sete espécimes foram armazenados em água por trinta dias e submetidos a 7500 ciclos de termociclagem. Após esses regimes, os espécimes foram submetidos ao teste de microtração. Cimentos resinosos obtiveram resultados satisfatórios nos diversos tratamentos de superfície propostos e nos dois tempos analisados. Ambos podem ser utilizados para cimentação de zircônia em longo prazo. Cimento ionomérico não teve resultados satisfatórios, com baixa resistência por microtração no tempo inicial e descimentação espontânea com termociclagem. Tratamentos de superfície com sílica e silano aumentaram significativamente a resistência adesiva, quando comparadas à abrasão por micropartículas de óxido de alumínio e sílica. Termociclagem e o armazenamento em água diminuíram significativamente a resistência adesiva. São abordados aspectos importantes que podem justificar esse fato: degradação do cimento resinoso, efeito hidrolítico da água na interface cimento/cerâmica, diferença do coeficiente de expansão térmica entre componentes envolvidos (cerâmica, cimento e resina) e instabilidade do silano em contato com umidade.

Fabianelli *et al.* (2010) abordam aspecto fundamental para se conseguir boa adesão final: tratamento de superfície. De acordo com os autores, o sucesso das restaurações cerâmicas cimentadas com resina é altamente dependente da obtenção de adesão confiável, capaz de integrar todas as partes do sistema numa estrutura única. A maneira preferida de condicionar a cerâmica é por meio do condicionamento com ácido fluorídrico, seguido da aplicação do agente silano, para atingir a máxima resistência adesiva. O ácido fluorídrico trabalha criando irregularidades na superfície preferencialmente via dissolução da fase vítrea da matriz cerâmica. Tratamento da superfície previamente condicionada com agente silano aumenta molhabilidade e forma ligações covalentes, tanto com a cerâmica quanto com o cimento. O objetivo desse estudo foi avaliar efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva por microtração entre a cerâmica reforçada por leucita e a resina composta. Vinte e quatro blocos cerâmicos (1cmx1cmx1cm) foram fabricados e divididos em quatro grupos, de acordo com os seguintes tratamentos de superfície: G1: ácido fluorídrico 9,5% por 1 minuto + silano por 1 minuto; G2: silano por 1min; G3: ácido fluorídrico 9,5% por 1 minuto + silano por 1 minuto + calor 100°C por 1 minuto; G4: silano por 1 minuto + calor 100°C por 1

minuto. Agente resinoso fotoativado (D/F Resin, Bisco) foi aplicado entre as superfícies envolvidas e fotoativado por vinte segundos com intensidade 600mw/cm<sup>2</sup>. Modos de falha foram examinados em microscópio óptico e, posteriormente, cada exemplar foi levado para análise em MEV. Os dados foram avaliados através do método Kruskal-Wallis, seguido do teste múltiplo de Dunn's. Grupos que incluíram etapa de aquecimento (G3 e G4) demonstraram maior resistência adesiva que G1 e G2. O pré-tratamento com ácido fluorídrico no G1 resultou em resistência adesiva significativamente maior que G2. Os modos de falha foram predominantemente coesivos nos grupos G1, G3 e G4 e adesivos no G2. Falhas coesivas acontecem quando a resistência à união é maior que a resistência dos materiais empregados, e a única forma de melhorar esses resultados seria a melhora na resistência coesiva desses materiais. Concluiu-se que o método de aplicação do silano à superfície da porcelana tem influência significante na adesão entre cerâmica e cimento resinoso. O aquecimento do silano a 100°C por um minuto aumentou significativamente a resistência adesiva no teste de microtração, podendo, inclusive, eliminar a etapa de condicionamento com ácido fluorídrico da porcelana.

Kermanshah, Borougeni, Bitaraf (2011) publicaram estudo com o objetivo de comparar a união adesiva de facetas de porcelana ao esmalte dentário, com três agentes cimentantes, utilizando novo método de teste de microcisalhamento para simular condições clínicas. Testes para adesão são classificados em testes de tração ou cisalhamento, de acordo com o tipo de tensão gerada no espécime. Tensão de cisalhamento é a primeira causa de falha de cimentação *in vivo*. Testes também podem ser classificados em microtestes ou macrotestes, em relação ao tamanho dos espécimes. Testes micro parecem ser mais acurados devido à uniformidade de distribuição de tensão e à baixa concentração de falhas. Por esses motivos, os autores desenvolveram novo método de teste de microcisalhamento para realização dos experimentos. Para isso, cimentaram trinta fatias com 1mm de espessura de primeiros molares humanos hígidos a trinta CP de porcelana feldspática de 0,8mm de diâmetro, utilizando três agentes cimentantes: (1) cimento resinoso dual (Variolink II refill), (2) cimento resinoso fotoativado (Variolink II base), (3) resina flow (Tetric flow). Os espécimes foram submetidos a 500 ciclos de termociclagem e, em seguida, ao teste de microcisalhamento. As médias das resistências de união dos exemplares submetidos ao teste de microcisalhamento

foram 21,48MPa (1), 23,92MPa (2), 24,57MPa (3). Os dados coletados foram analisados estatisticamente utilizando método One-Way ANOVA ( $P < 0,05$ ). Os modos de falha foram identificados em microscópio com lente de aumento de 40X, e um exemplar de cada modo de falha foi analisado, individualmente, em MEV. Foi observado que no grupo 1 houve maior número de falhas adesivas, enquanto que nos grupos 2 e 3 houve maior número de falhas coesivas. Concluiu-se que diferenças na força à união formada pelos três grupos não foram estatisticamente significantes, quando submetidos à tensão de microcisalhamento. Porém, alertam para que novos estudos sejam conduzidos com porcelanas de espessuras maiores do que 1mm.

Akyil *et al.* (2011) conduziram estudo *in vitro* cujo objetivo foi avaliar resistência à união por meio de teste de microtração de cimento resinoso dual com cerâmica feldspática, depois de diferentes tratamentos de superfície: G1: sem tratamento; G2: Condicionamento com ácido fluorídrico; G3: JOA; G4: laser Er:Yag; G5: laser Nd:YAG; G6: JOA + ácido fluorídrico; G7: laser Er:YAG + ácido fluorídrico; G8: laser Nd:YAG + ácido fluorídrico. Para isso, quarenta CP de porcelanas feldspáticas (6mm largura x 6mm comprimento x 6mm altura) foram preparadas e divididas em oito grupos de cinco unidades, de acordo com os tratamentos de superfície descritos acima. Depois do tratamento de superfície, o agente silano e o cimento resinoso dual (Panavia F, Kuraray) foram aplicados em cada bloco. CP foram submetidos à máquina de cortes Isomet para obtenção de espécimes com 1mm<sup>2</sup>. Esses espécimes foram armazenados em água a 37°C por 24 horas e submetidos a 1000 ciclos de termociclagem com temperatura dos banhos de 5°C e 55°C. Em seguida, foram submetidos ao teste de microtração para mensuração da resistência à união. Maior resistência foi encontrada nos espécimes condicionados apenas com ácido fluorídrico (G2). O ácido fluorídrico também possibilitou aumento da resistência à união dos espécimes que haviam sido submetidos à aplicação do laser, primeiramente (G7 e G8). No entanto, o ácido fluorídrico associado ao JOA (G6) diminuiu a resistência à união comparada ao JOA aplicado sozinho (G3). Eles concluíram que o ácido fluorídrico é o melhor tipo de condicionamento para porcelanas feldspáticas. A utilização dos lasers para tratamento de superfície não é o método adequado para melhorar a resistência à união. Ao final, os autores propõem que diversos estudos sejam realizados nessa área, a fim de aperfeiçoar a

adesão das porcelanas feldspáticas ao substrato dentário, pois esse tipo de porcelana é cada vez mais comum em restaurações de inlays, onlays e facetas, devido às suas características estéticas melhores que outros materiais cerâmicos. No entanto, essas restaurações são muito frágeis até o momento da cimentação à estrutura dentária, utilizando cimentos resinosos. O desempenho clínico das restaurações de porcelana feldspáticas depende substancialmente das propriedades adesivas dos cimentos resinosos utilizados na união à estrutura dentária.

Souza *et al.* (2011) fizeram estudo *in vitro* para testar durabilidade da adesão por microcissalhamento de porcelanas feldspáticas, condicionadas ou não condicionadas, quando cimentadas com cimentos resinosos autoadesivos ou cimentos resinosos convencionais. Efeitos dos condicionamentos de superfície são bastante consagrados, quando associados aos cimentos convencionais. O ácido fluorídrico a 10%, além de alterar a superfície da cerâmica promovendo retenções micromecânicas, aumenta a energia livre da superfície e molhabilidade do cimento. O silano, por sua vez, promove adesão química entre a superfície inorgânica das cerâmicas e a superfície orgânica dos cimentos resinosos. Porém, não há estudos clínicos em longo prazo que avaliem tratamento de superfície de restaurações cimentadas com cimentos resinosos autoadesivos. Esses cimentos, introduzidos recentemente no mercado odontológico, possuem propriedades estéticas associadas a uma técnica simplificada. De acordo com fabricantes, eles promovem adesão satisfatória entre dentina/esmalte e cerâmica sem a necessidade de condicionamento prévio por possuírem, em sua composição, ácido fosfórico. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência adesiva e durabilidade de diferentes cimentos resinosos autoadesivos com porcelanas feldspáticas, com ou sem condicionamento prévio. Cinquenta e seis blocos de cerâmica foram divididos de acordo com o cimento resinoso (três cimentos) e condicionamento de superfície (sem condicionamento ou condicionamento com ácido fluorídrico por cinco minutos e silano). (n=8): G1: condicionamento + Variolink (Ivoclar) (grupo controle); G2: sem condicionamento + Biscem (Bisco); G3: sem condicionamento + RelyX U100 (3M ESPE); G4: sem condicionamento + Maxcem Elite (Kerr); G5: condicionamento + Biscem; G6: Condicionamento + RelyX U100 (3M ESPE); G7: condicionamento + Maxcem Elite (Kerr). Os CP de cerâmica foram seccionados para produzir espécimes com área de  $1 \pm 0,1 \text{ mm}^2$ , que foram divididos em dois meios de



armazenamento: em água ou termociclagem (12000x, 5/55°C) imediatamente após os cortes. Os espécimes dos quatorze grupos foram testados em máquina de testes universal (EMIC) associada a dispositivo adaptado para microcissalhamento. Dados foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey Kramer ( $p < 0,05$ ). Os espécimes dos G3 e G4 obtiveram 100% de falhas adesivas durante secção dos CP e no G2 espécimes falharam espontaneamente após termociclagem. A termociclagem diminuiu significativamente a resistência adesiva dos grupos testados, exceto para o G6: cimento RelyX U100 + condicionamento. Concluiu-se que o condicionamento ácido e a silanização das porcelanas feldspáticas também são essenciais para cimentação dos cimentos resinosos autoadesivos, independente da marca utilizada.

D'Arcangelo *et al.* (2011) publicaram estudo *in vivo* com pacientes que necessitavam de tratamento com facetas unitárias ou múltiplas, em região anterior de maxila, com o objetivo de avaliar o desempenho clínico de laminados de porcelana cimentados com cimento resinoso fotoativado. Trinta pacientes foram restaurados com 119 laminados de porcelana cimentados com cimento resinoso fotoativado (Enamel Plus HFO, Micerium). As facetas de porcelana podem ser cimentadas tanto com cimentos fotoativados ou duais. A maior vantagem do sistema de dupla polimerização é o seu componente de presa química, que favorece a sua conversão, inclusive na presença de pouca radiação de energia. Mas também trazem algumas desvantagens por ser considerado extremamente fluido e requerer a mistura de dois componentes, possibilitando a formação de porosidades, vazios ou bolhas, além do tempo de trabalho ser bastante reduzido. Por outro lado, cimentos fotoativados utilizados para cimentação são facilmente manipulados e caracterizados pelo controle do tempo de trabalho, sem tempo de restrição, dessa forma é mais fácil de encontrar a forma correta de assentamento da faceta e remoção do excesso de cimento com perícia, criando grande qualidade marginal e melhorando a qualidade de toda a restauração. Apenas a sua ativação por luz pode constituir uma desvantagem, pois a polimerização é feita através da espessura da faceta, que pode sombrear ou bloquear a passagem de luz. As espessuras das porcelanas variaram de 0,7mm a 1,5mm. As porcelanas foram observadas ano a ano, até o sétimo ano. Adaptação marginal, descoloração marginal, cáries secundárias, manutenção da cor, forma anatômica, fraturas, trincas e descimentação foram clinicamente examinados. A vitalidade pulpar também foi

examinada. Além disso, a presença de biofilme, de gengivite e de recessão gengival na área cimentada foi examinada. Após sete anos, uma investigação clínica revelou taxa de falha de 2,5% para adaptação marginal e 4,2% para descoloração marginal. A taxa de sobrevivência para as restaurações foi de 97,5%, com alta taxa de probabilidade de sucesso de 0,843. Utilizando o paciente como unidade estatística, a taxa de sobrevivência fica em 90% e a probabilidade de sucesso de 0,824. A resposta gengival foi considerada satisfatória. Concluiu-se que a cimentação de laminados de porcelana com cimento resinoso fotoativados é um tratamento com boa previsibilidade e alta taxa de sucesso, com máxima preservação do remanescente dentário. Preparo, cimentação e procedimentos de finalização adotados são considerados fatores significativos para o sucesso em longo prazo e para os resultados estéticos satisfatórios das restaurações cerâmicas.

Osturk *et al.* (2012) fizeram estudo *in vitro* para avaliar as propriedades micromecânicas dos cimentos resinosos fotoativados, quando comparados aos cimentos de dupla polimerização, após cimentação de facetas de porcelana. A longevidade desse tipo de restauração é diretamente atribuída aos cimentos resinosos utilizados. Alguns problemas relacionados à perda de adesão e à manutenção da cor final obtida estão associados à cimentação de facetas de porcelana ao esmalte. Na maioria das vezes, essas falhas são atribuídas às baixas propriedades mecânicas encontradas nos cimentos resinosos, decorrente da queda no grau de polimerização, quando diante de uma barreira de porcelana. Para cimentação de facetas de porcelana, o cimento resinoso fotoativado é preferido devido as suas propriedades de manutenção de cor superiores aos cimentos de cura dual. Porém, é importante que uma quantidade ideal de luz seja transmitida através da faceta de porcelana para fotoativar o cimento dupla polimerização. Com esse objetivo, os autores avaliaram as propriedades micromecânicas de um cimento resinoso dual e de dois cimentos fotoativados, diante de algumas variáveis: facetas de porcelana com diferentes composições (dissilicato de lítio e leucita reforçada por vidro cerâmico), sem porcelana, que correspondeu ao grupo controle, 0,75 e 2mm de espessura e tempo de polimerização (10, 20 e 30s). Os resultados demonstraram que o tipo de agente cimentante teve efeito significativo nas propriedades micromecânicas dos cimentos resinosos, sendo que o cimento resinoso dual Variolink II (Ivoclar Vivadent) teve melhor desempenho em relação ao módulo de

elasticidade, microdureza Vickers, Creep e deformação plástica. O tempo de polimerização e a espessura da cerâmica também demonstraram grande influência sobre propriedades do cimento, enquanto que o tipo de cerâmica não foi estatisticamente significativo. Os autores alertam que o desempenho clínico dos agentes cimentantes ainda permanece indeterminado, por se tratar de um estudo limitado ao uso de duas espessuras de cerâmica associadas a três tempos de exposição pequenos. Além disso, ainda há diversos fatores clínicos que implicam na redução do sucesso em longo prazo, como oclusão desfavorável, perda excessiva de estrutura dentária e do esmalte durante preparo para restauração. Os estudos futuros devem ser conduzidos considerando as limitações mencionadas.

### 3 JUSTIFICATIVA

Há uma forte tendência na odontologia pela busca de preparos cada vez mais conservadores, com conseqüente demanda de restaurações de porcelana com espessuras menores, mais dependentes da adesão para a sua longevidade clínica. A porcelana feldspática é um dos principais materiais de escolha para facetas de porcelana por ter a capacidade de reproduzir a cor do dente utilizando uma fina camada de material, além de possuir excelente retenção mecânico-química após o tratamento com ácido fluorídrico associado a um agente sinalizador.

Constata-se na literatura que o processo de cimentação adesiva das restaurações de porcelana influencia diretamente essa longevidade. Atualmente, no mercado, existem diversos tipos de cimentos odontológicos de presa química, dual ou apenas fotoativados, destinados para a cimentação das restaurações de porcelana. Tal condição gera dúvidas no que se refere ao melhor material de cimentação.

A maior vantagem do sistema químico é a garantia de conversão total dos monômeros resinosos em polímeros, mesmo na ausência total de radiação de energia luminosa. Os sistemas de dupla polimerização também possuem um componente de presa química, que favorece a sua conversão, inclusive na presença de pouca radiação de energia. Esses sistemas trazem algumas desvantagens por serem considerados extremamente fluidos e requererem a mistura de dois componentes, possibilitando a formação de porosidades, vazios ou bolhas, além do tempo de trabalho ser bastante reduzido. Por outro lado, cimentos fotoativados utilizados para cimentação são facilmente manipulados e caracterizados pelo controle do tempo de trabalho, sem tempo de restrição, dessa forma é mais fácil de encontrar a forma correta de assentamento da faceta e remoção do excesso de cimento com pericia, criando grande qualidade marginal e melhorando a qualidade de toda a restauração. Apenas a sua ativação por luz pode constituir uma desvantagem, pois a polimerização é feita através da espessura da faceta, que pode sombrear ou bloquear a passagem de luz.

Sabe-se também que o aumento na espessura dessas restaurações, apesar de aumentar a sua resistência coesiva e ser um importante isolamento térmico para as restaurações, pode influenciar negativamente no grau de polimerização dos cimentos resinosos duais e fotoativados. Dessa forma, é importante buscar compatibilidade entre o material cimentante e a espessura do material cerâmico.

A longevidade das restaurações também pode ser influenciada pelas alterações térmicas a que o material é submetido no meio oral, em função do tempo. Assim, o envelhecimento das restaurações, simulado pela termociclagem *in vitro*, se torna importante para prever sua vida útil.

## **4 OBJETIVOS**

### **4.1 Objetivo Geral.**

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência ao microcisolamento da interface de união entre porcelana feldspática (VITA VM7) e o esmalte.

### **4.2 Objetivos Específicos.**

- Avaliar a influência do tipo de ativação do agente cimentante (química, dual ou fotoativada) na resistência ao microcisolamento da interface de união entre porcelana feldspática e o esmalte.
- Avaliar a influência da espessura da porcelana feldspática na resistência ao microcisolamento da interface de união entre porcelana feldspática e o esmalte.
- Avaliar a influência do envelhecimento provocado pelo tempo e pela termociclagem na resistência ao microcisolamento da interface de união entre porcelana feldspática e o esmalte.
- Avaliar o tipo de fratura gerada após a aplicação da tensão de microcisolamento.

## **5 HIPÓTESES**

### **5.1 Hipótese nula (H0).**

A resistência na interface de união não será influenciada pelo tipo de ativação do agente cimentante resinoso, espessura do material restaurador e pelo envelhecimento da restauração.

### **5.2 Hipótese testada (H1).**

A resistência na interface de união não será influenciada pelo tipo de ativação do agente cimentante resinoso, espessura do material restaurador e pelo envelhecimento da restauração.

## 6 MATERIAIS E MÉTODOS

### 6.1 Preparação dos CP de porcelana

Inicialmente foram fabricados sessenta blocos de porcelana feldspática VITA VM7 (VITA Zahnfabric, D79704 Bad Sackingen, Alemanha) com as dimensões de 5x5x10mm (n=60), cor A1. Em seguida, foram seccionados para obter Corpos de Prova (CP) em duas espessuras diferentes: Grupo 1 –  $1,0 \pm 0,1$ mm de espessura e Grupo 2 –  $2,0 \pm 0,1$ mm de espessura (Figuras 1, 2 e 3).

Cada CP foi planificado utilizando lixa de carbeto de silício com granulação 600 em uma Politriz Universal APL 4 (Arotec, São Paulo, Brasil). Depois de aplainados, a espessura de cada CP foi aferida com paquímetro digital (Stainless Hardened, França) (Figuras 4 e 5).

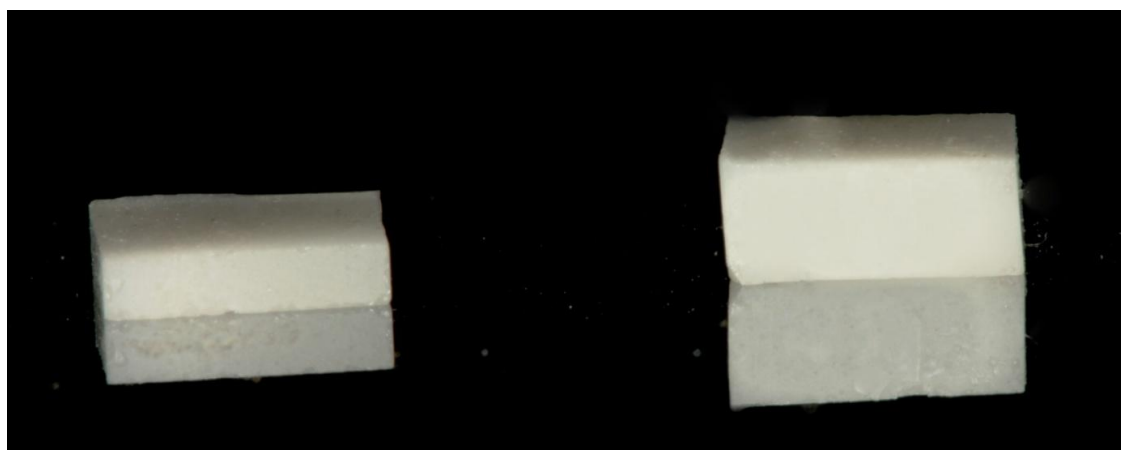


**Figura 1 – Porcelana feldspática VITA VM7 (VITA Zahnfabric).**





**Figura 2 – Blocos de porcelana feldspática VITA VM7 confeccionados com 5x5x10mm.**



**Figura 3 – CP de porcelanas Feldspáticas do Grupo 1 (esquerda): 1mm de espessura e Grupo 2 (direita): 2mm de espessura.**



**Figura 4 – Paquímetro digital medindo os CP de porcelana.**



**Figura 5 - Politriz Universal APL 4 (Arotec).**

## **6.2 Tratamento de superfície da porcelana.**

Cada CP de porcelana foi condicionado com ácido fluorídrico a 10% (Dentsply, Nova Iorque, EUA) em uma das faces por noventa segundos, de acordo com as especificações do fabricante e enxaguados com água corrente por sessenta segundos (Figuras 6 e 7).

Posteriormente, os CP foram limpos em um cuba ultrassônica digital CD-4820 (Kondortech Equipamentos Odontológicos, São Paulo, Brasil) com água por 280 segundos, secos com ar livre de óleo por vinte segundos e limpos com pincel, para remoção de depósitos de sais formados pelo condicionamento ácido na superfície (Figuras 8 e 9).



**Figura 6 – Ácido Fluorídrico a 10% (Dentsply).**



**Figura 7 – Aplicação do ácido fluorídrico por 90 segundos em uma das faces do CP de porcelana.**



**Figura 8 – Cuba Ultrasônica Digital (Kondortech).**



**Figura 9 – Limpeza com pincel dos sais formados pelo condicionamento ácido.**

### **6.3 Silanização da porcelana.**

Após dispensar uma gota do Primer A e do Primer B em um casulo, foram aplicadas três camadas consecutivas do agente silano (Dentsply) sobre os CP de porcelana previamente condicionados. Após sessenta segundos de aplicação, os CP foram secos com ar livre de óleo por trinta segundos e levados à estufa de esterilização universal mod. 219 (Fabbe-Primar, São Paulo, Brasil) com temperatura de  $100 \pm 5^{\circ}\text{C}$  por noventa segundos (**Figuras 10, 11 e 12**).

Em seguida, aplicou-se adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M ESPE, Saint Paul, EUA) com o auxílio de microbrush. Excesso de adesivo foi removido com jatos de ar e com auxílio de outro microbrush seco e, então, fotopolimerizado por 20 segundos com LED Colt lux (Coltène/Whaledent Inc., Altstätten, Suíça) com intensidade de aproximadamente  $1250\text{mW}/\text{cm}^2$ , aferida com radiômetro (Ecel, São Paulo, Brasil) (**Figuras 13, 14, 15, 16, 17 e 18**).

Após esse processo, os CP foram armazenados em local seco e livre de contaminação por alguns minutos, até o momento da cimentação.



**Figura 10 – Agente Silano (Dentsply).**



**Figura 11 - Aplicação do agente silano por 1 minuto.**



**Figura 12 – Estufa de Esterilização Universal (Fabber-Primar) em temperatura de  $100^{\circ}\text{C} \pm 5$ .**



**Figura 13 – Adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M/ESPE).**



**Figura 14 – Aplicação do adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M/ESPE).**



**Figura 15 – LED Coltolux (Coltène).**



**Figura 16 – Radiômetro (Ecel).**





**Figura 17 – Potência do LED em 1236mW/cm².**



**Figura 18 – Fotoativação por 20 segundos.**

#### **6.4 Obtenção e preparo dos dentes humanos.**

Sessenta molares humanos recém-extraídos e livres de lesões cariosas, provenientes do Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais (FO / UFMG), foram utilizados neste estudo (Anexo 1). A execução deste trabalho foi aprovada pelo Comitê Nacional de Ética em Pesquisa (COEP) Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) sob o protocolo nº CAAE – 02429112.8.0000.5149, estando de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS de 10/10/96 (Anexo 2). Os dentes foram devidamente



limpos, utilizando-se raspagem com curetas periodontais e polimento com pedra pomes e água e mantidos em solução fisiológica contendo timol a 0,2%, à temperatura de 4°C, até o início dos experimentos. O prazo máximo de armazenamento foi de sessenta dias (**Figura 19**).

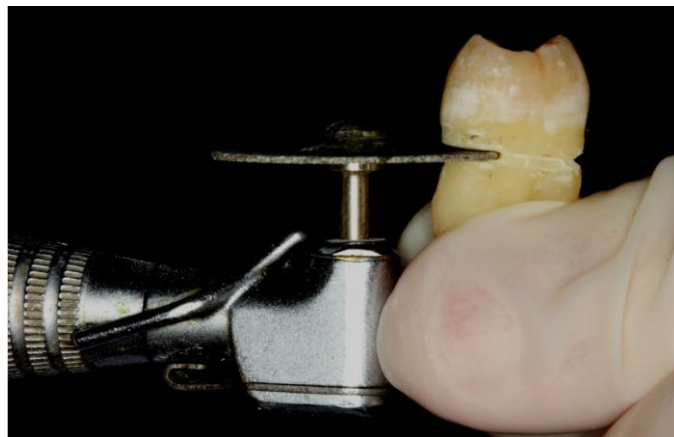
Os dentes foram seccionados com disco de carborundo, 2mm abaixo da junção cimento-esmalte, para a separação da coroa, e o esmalte vestibular de cada dente foi aplainado na Politriz Universal (Arotec) com lixa de carbeto de silício de granulação 200, 400 e 600. Em seguida, foram lavados em água corrente por sessenta segundos, limpos com pedra-pomes e taça de borracha em peça de mão por trinta segundos e novamente lavados em água corrente por trinta segundos (**Figuras 20, 21 e 22**).

Depois de limpos, a superfície aplainada foi examinada com lupa estereoscópica Stemi DV4 (Zeiss, Jena, Alemanha) com lente de 30 vezes de aumento, a fim de avaliar possíveis alterações superficiais, como trincas de esmalte e/ou áreas em que a dentina havia sido exposta que, quando presentes, levaram a substituição do dente (**Figura 23**).

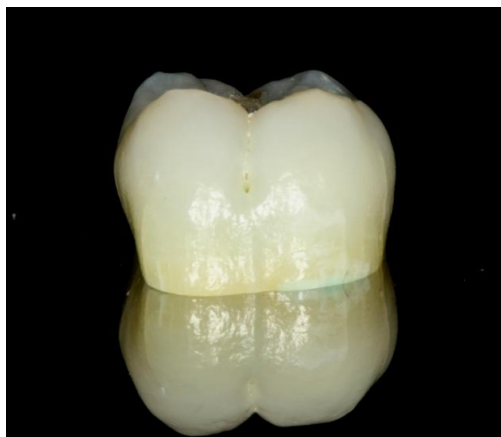
Essa área de esmalte foi condicionada com ácido fosfórico a 37% (FGM) por trinta segundos, enxaguada com água corrente por sessenta segundos e seca com leves jatos de ar livre de óleo. Em seguida, aplicou-se adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M ESPE) de acordo com o seguinte protocolo, recomendado pelo fabricante: 1: aplicação do *primer* durante 20 segundos com o auxílio de um microbrush. Secagem do *primer* com leves jatos de ar livre de óleo por 5 segundos; 2: aplicação do *adesivo* durante 20 segundos com o auxílio de um microbrush. O excesso de adesivo foi removido com jatos de ar e auxílio de outro microbrush seco; 3: fotoativação por 20 segundos com LED Coltolux (Coltène) de intensidade 1250mW/cm<sup>2</sup> (**figuras 24, 25, 26, 27 e 28**).



**Figura 19** – Molar extraído proveniente do banco de dentes da FO-UFMG.



**Figura 20** – Secção do dente extraído com disco de Carborundo 2mm abaixo da junção cimento-esmalte.



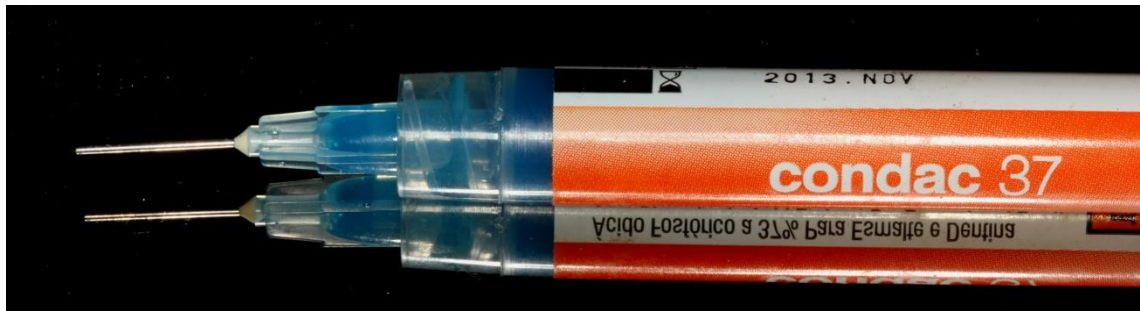
**Figura 21** – Dente seccionado.



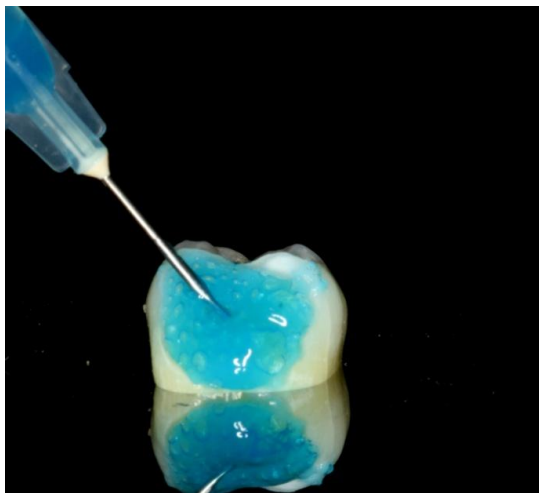
**Figura 22 – Dente seccionado e superfície vestibular aplainada.**



**Figura 23 – Lupa estereoscópica Stemi DV4 (Zeiss).**



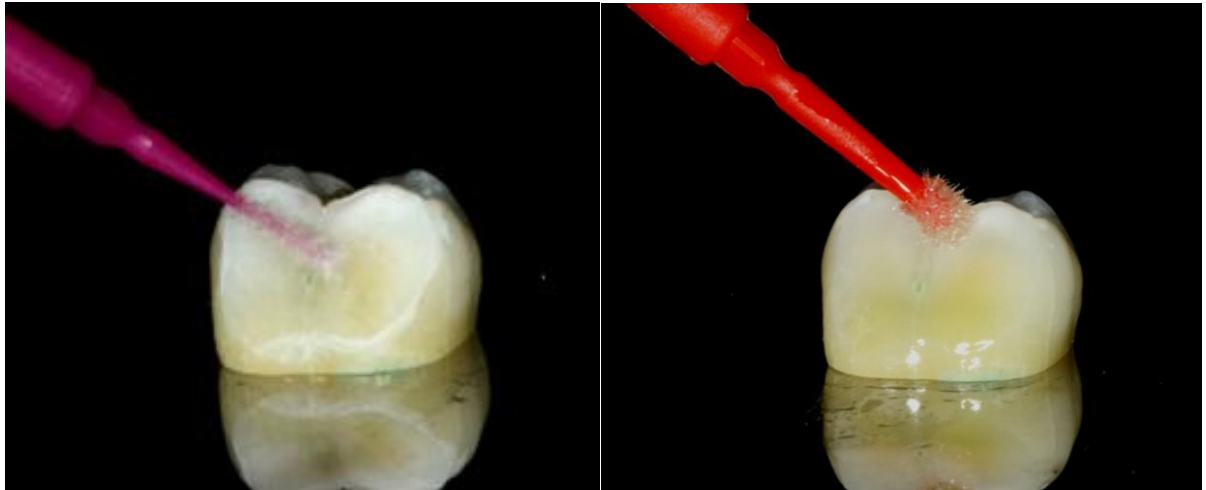
**Figura 24 – Ácido Fosfórico 37% (FGM).**



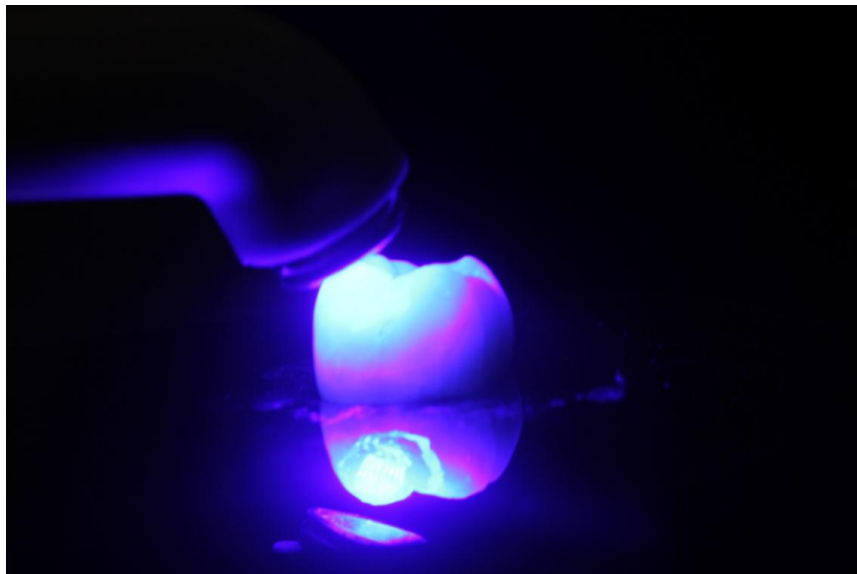
**Figura 25 – Aplicação do ácido fosfórico a 37% (FGM) durante 30 segundos.**



**Figura 26 – Primer e Adesivo do sistema Scotchbond Multi-Purpose (3M-ESPE).**



**Figura 27 – Aplicação do sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose, Primer e Adesivo, respectivamente (3M-ESPE).**



**Figura 28 – Fotoativação por 20 segundos.**

## 6.5 Divisão inicial dos grupos.

Os CP de porcelana condicionados foram subdivididos em três grupos, de acordo com o tipo de ativação do agente de cimentante resinoso:

Grupo A – Cimento resinoso fotoativado RelyX Veneer (3M-ESPE) (n=24)

Grupo B – Cimento resinoso dual RelyX ARC (3M-ESPE) (n=24)

Grupo C (Controle) – Cimento resinoso quimicamente ativado C&B (Bisco) (n=12)

Nos grupos A e B, foram utilizados doze CP de porcelanas com 1mm de espessura (Grupo 1) e outros doze, com espessura de 2mm (grupo 2).

No grupo C, foram utilizados doze CP de porcelana, apenas na espessura de 2mm.

Dessa forma, formaram-se cinco grupos (N=12) de acordo com a espessura da porcelana e o tipo de ativação do cimento resinoso utilizado (**quadro 1**).

**QUADRO 1 – Divisão dos grupos de acordo com a espessura da porcelana e o cimento resinoso.**

| <b>Tipo de Ativação / Cimento</b> | <b>Nº de dentes</b> | <b>Espessura da porcelana</b> | <b>Grupo (n=12)</b> |
|-----------------------------------|---------------------|-------------------------------|---------------------|
| Fotoativação / RelyX Veneer       | 24                  | 1mm                           | <b>A1</b>           |
|                                   |                     | 2mm                           | <b>A2</b>           |
| Ativação Dupla / RelyX ARC        | 24                  | 1mm                           | <b>B1</b>           |
|                                   |                     | 2mm                           | <b>B2</b>           |
| Ativação química / C & B          | 12                  | 2mm                           | <b>C</b>            |

## 6.6 Cimentação

### Grupo A – Cimento resinoso fotoativado

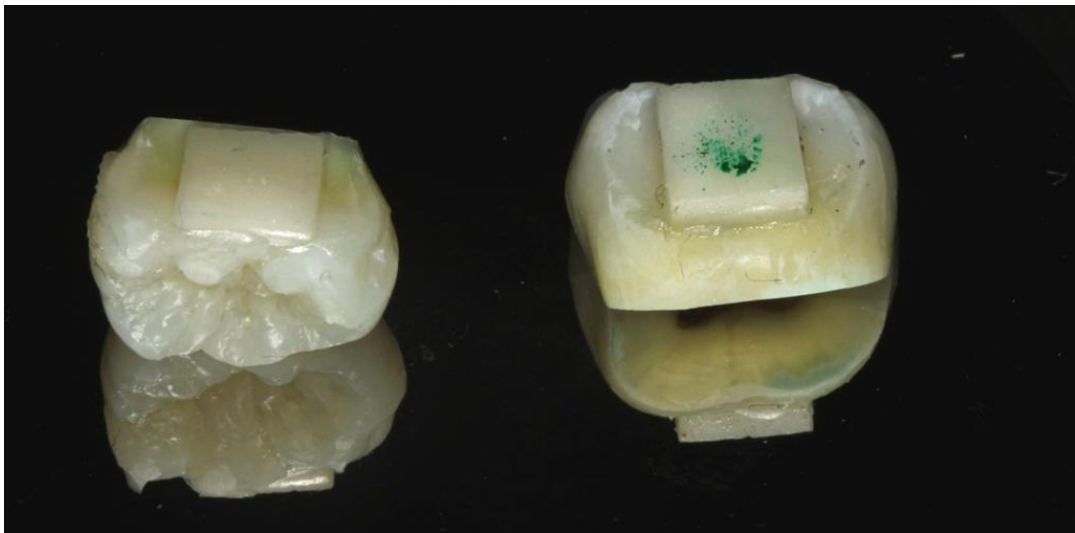
O cimento resinoso fotoativado RelyX Veneer (3M ESPE), cor A1, foi aplicado à porcelana preparada. A porcelana foi cimentada sobre o esmalte preparado sob carga entre 300g e 350g, controlada por uma balança de precisão (Marte Científica, São Paulo, Brasil). O excesso de cimento foi removido com um microbrush. A fotoativação foi feita com LED Coltolux (Coltène) de intensidade 1250mW/cm<sup>2</sup>, aferida com radiômetro, em quatro direções (incisal, cervical, mesial e distal) por quinze segundos cada. Em seguida, a carga foi removida e a fotoativação completada perpendicularmente ao CP por 120 segundos, totalizando um tempo de 180 segundos (Figuras 29, 30 e 31).



**Figura 29 – Cimento Fotoativado RelyX Veneer (3M-ESPE).**



**Figura 30 – Aplicação da carga entre 300g e 350g e fotoativação.**



**Figura 31 – CP de 1mm e 2mm cimentados ao esmalte.**



## Grupo B – Cimento resinoso dual

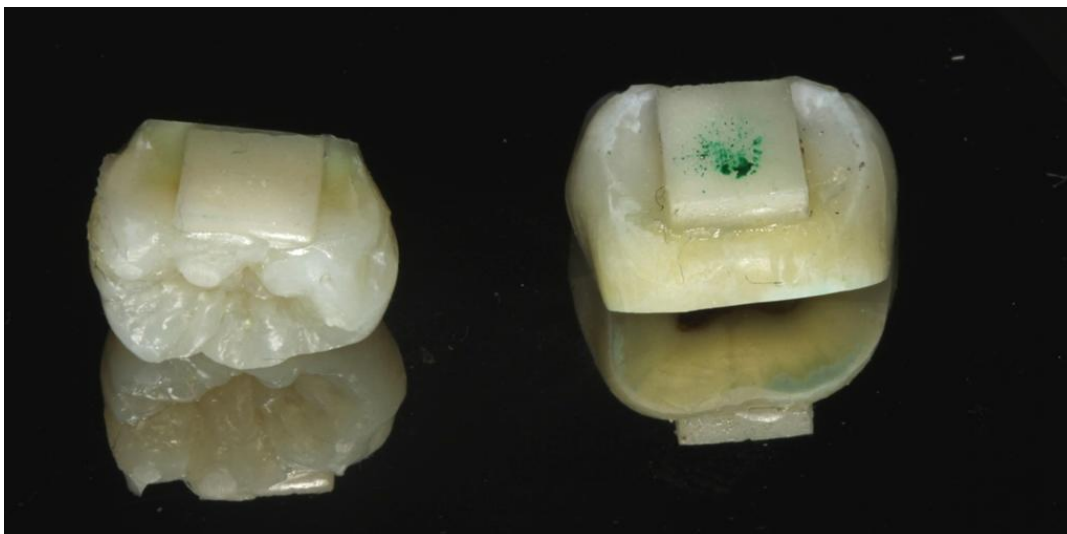
Partes iguais de catalisador e base opaca de RelyX ARC (3M ESPE), cor A1, foram misturadas e aplicadas sobre a porcelana preparada e esta cimentada sobre o esmalte preparado sob as mesmas condições descritas para o grupo A (Figuras 32, 33, e 34).



Figura 32 – Cimento resinoso dual RelyX ARC (3M-ESPE).



Figura 33 – Cimento disposto em uma placa de vidro, antes da manipulação.



**Figura 34 – CP de 1mm e 2mm cimentados ao esmalte.**

### **Grupo C (Controle) – Cimento resinoso químico**

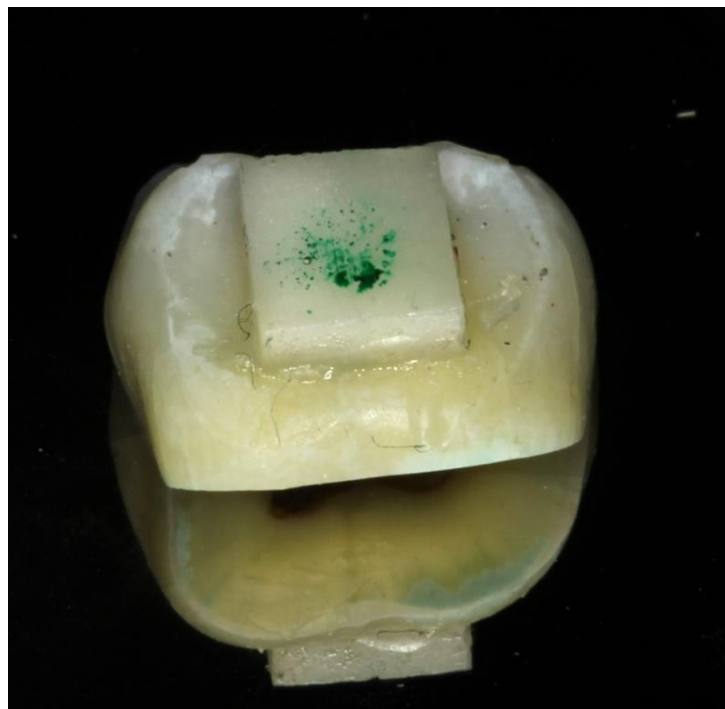
Partes iguais de catalisador e base opaca de cimento resinoso de presa química C&B (Bisco) foram manipuladas e aplicadas sobre a porcelana preparada. A porcelana foi cimentada sobre o esmalte preparado sob uma carga entre 300g e 350g, controlada por meio de uma balança de precisão (Marte Científica), durante quatro minutos, de acordo com as especificações do fabricante (Figuras 35, 36 e 37).



**Figura 35 – Cimento resinoso quimicamente ativado C&B (Bisco).**



**Figura 36 – Cimento disposto em uma placa de vidro, antes da manipulação.**



**Figura 37 – CP de 2mm cimentado ao esmalte.**

## 6.7 Armazenamento e envelhecimento dos CP.

Os conjuntos formados por dente / cimento resinoso / cerâmica foram divididos em dois subgrupos (n=6) e armazenados em água destilada a 37°C, por 24 horas (**quadro 2**).

O primeiro subgrupo, chamado de subgrupo I (imediato), foi submetido ao teste de microcisalhamento após esse período de armazenamento em água.

O segundo subgrupo, chamado de subgrupo T (termociclagem), ficou armazenado em água a 37°C durante trinta dias e foi submetido à termociclagem (Ethik Technology, São Paulo, Brasil) em dois banhos, um de  $5 \pm 1^\circ\text{C}$  e outro de  $60 \pm 1^\circ\text{C}$ , com tempo de permanência de cinco segundos em cada banho e um tempo de transferência de trinta segundos por cada ciclo, até completar os 3500 ciclos, o que é equivalente a um ano de função na cavidade oral das restaurações de porcelana (**Figuras 38, 39 e 40**).



**Figura 38 – Máquina de termociclagem (Ethik Technology) - Universidade Federal de Juiz de Fora.**



**Figura 39 – Grupos identificados para a termociclagem.**



**Figura 40 – Temperaturas dos banhos durante a termociclagem.**

## 6.8 Divisão final dos grupos.

**QUADRO 2 – Divisão final dos grupos.**

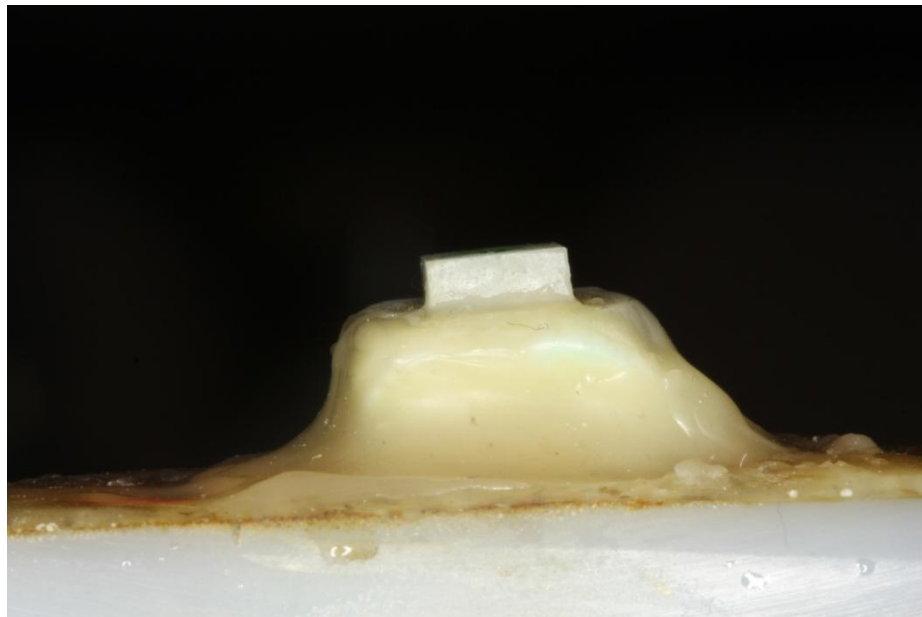
| <b>Tipo de Ativação / Cimento</b> | <b>Espessura da restauração</b> | <b>Termociclagem</b> | <b>Grupo (n=6)</b> |
|-----------------------------------|---------------------------------|----------------------|--------------------|
| Foto /<br>RelyX Veneer            | 1mm                             | Não                  | <b>A1 (I)</b>      |
|                                   |                                 | Sim                  | <b>A1 (T)</b>      |
|                                   | 2mm                             | Não                  | <b>A2 (T)</b>      |
|                                   |                                 | Sim                  | <b>A2 (T)</b>      |
| Dual /<br>RelyX ARC               | 1mm                             | Não                  | <b>B1 (I)</b>      |
|                                   |                                 | Sim                  | <b>B1 (T)</b>      |
|                                   | 2mm                             | Não                  | <b>B2 (I)</b>      |
|                                   |                                 | Sim                  | <b>B2 (T)</b>      |
| Química /<br>C&B                  | 2mm                             | Não                  | <b>C (I)</b>       |
|                                   |                                 | Sim                  | <b>C (T)</b>       |

## 6.9 Obtenção e preparação dos espécimes para o teste de microcisalhamento.

Para preparação dos espécimes, os conjuntos dente / cimento resinoso / porcelana foram fixados com cera pegajosa em base de acrílico, posicionados em uma máquina de corte Isomet (Buehler Ltd., Illinois, Estados Unidos), seccionados por um disco adiamantado em baixa rotação sob irrigação abundante. A primeira extremidade de 0,5mm de largura obtida com o corte foi descartada. Três fatias de  $1 \pm 0,1$ mm de largura, paralelas ao primeiro corte, foram individualmente giradas em 90° e fixadas novamente na base de acrílico com cera pegajosa. Cortes perpendiculares à primeira secção foram realizados. Novamente a primeira extremidade de 0,5mm de largura foi descartada. Outros três cortes de  $1 \pm 0,1$ mm de largura paralelos ao primeiro corte foram executados em cada fatia. Um total de nove espécimes com  $1 \pm 0,1$ mm<sup>2</sup> foram obtidos. Os espécimes com área superior a 1,1mm<sup>2</sup> ou inferior a 0,9mm<sup>2</sup> foram excluídos (**Figuras 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47 e 48**).

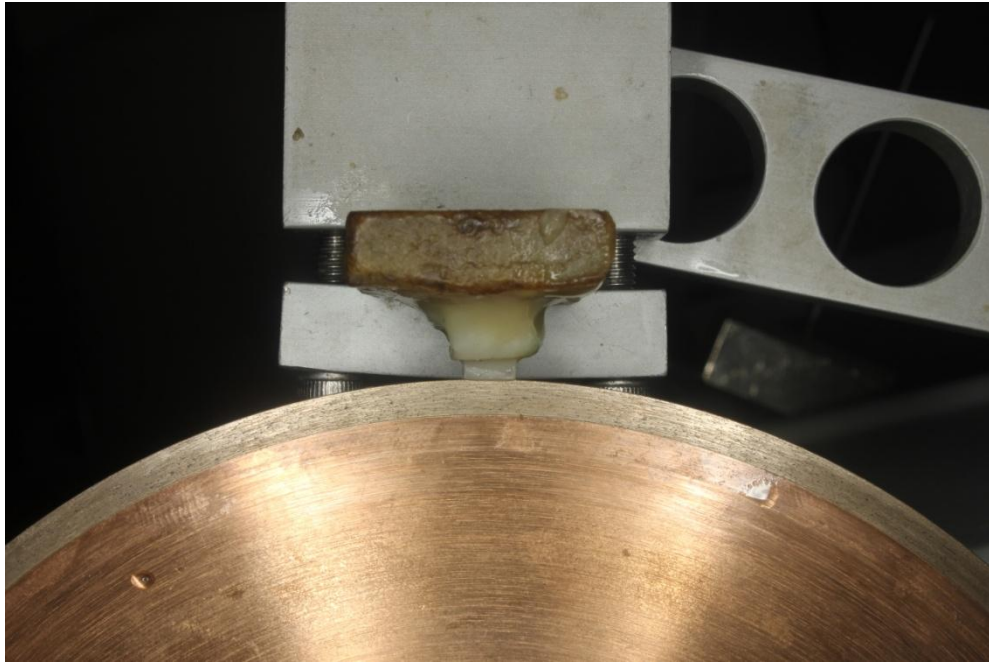


**Figura 41 – Máquina de cortes Isomet (Buehler).**

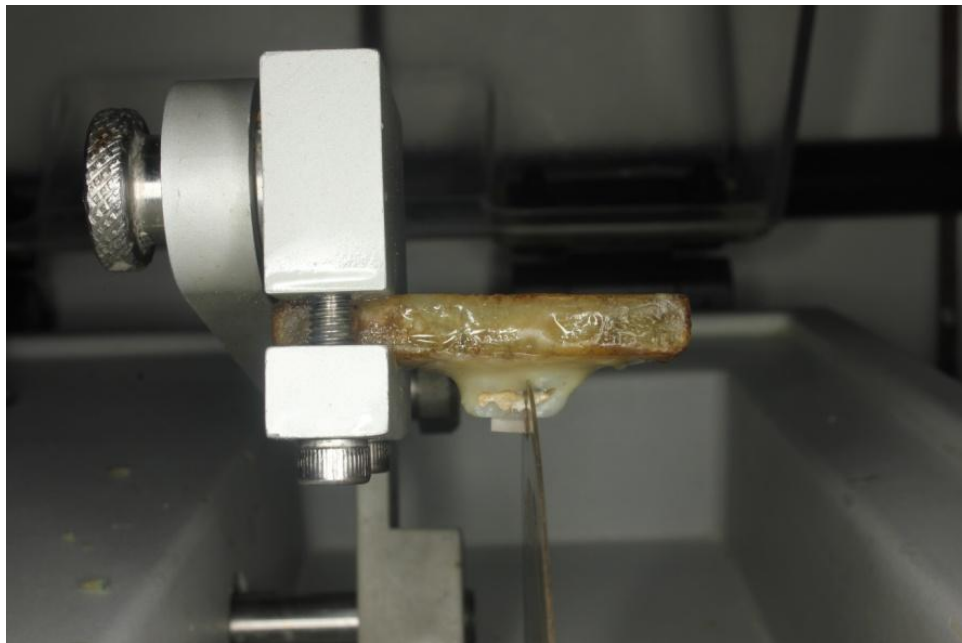


**Figura 42 – CP posicionado sobre uma base de acrílico, fixados com cera pegajosa.**



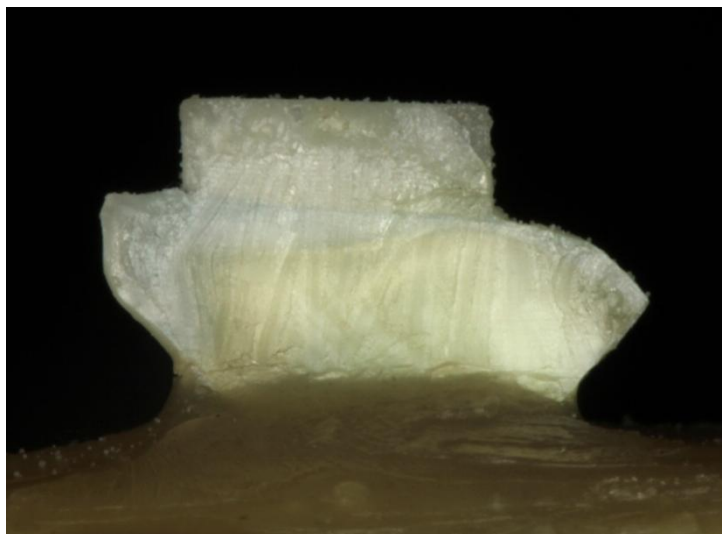


**Figura 43 – CP posicionado na Isomet.**



**Figura 44 – Corte inicial.**





**Figura 45 – Porcelana cimentada ao esmalte após a primeira secção.**



**Figura 46 – Espécime obtido após a segunda secção.**

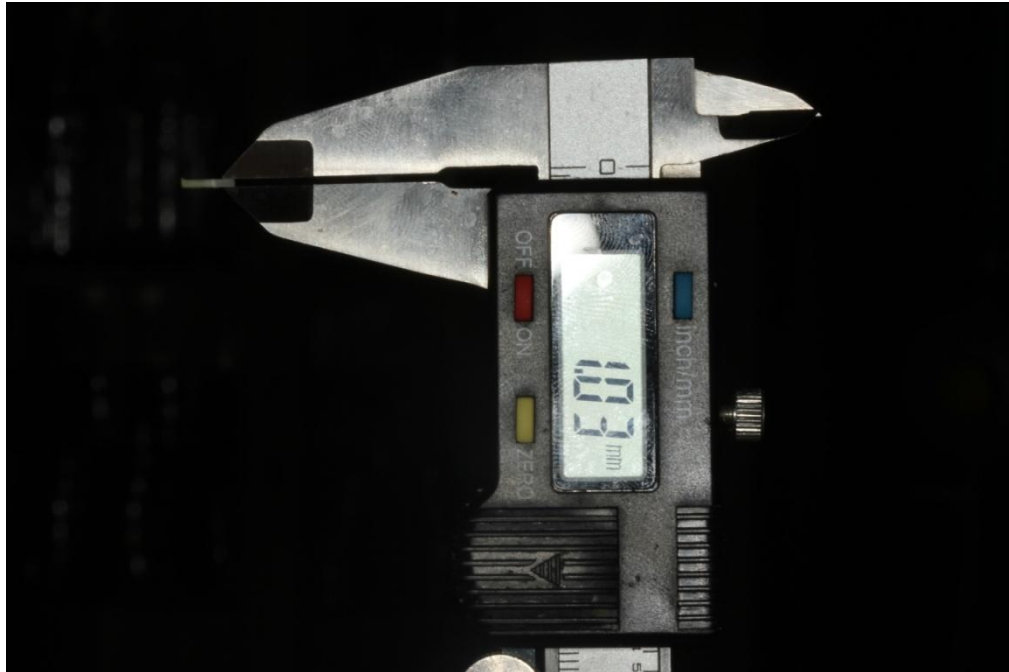


Figura 47 – Espécime sendo medido no paquímetro digital.

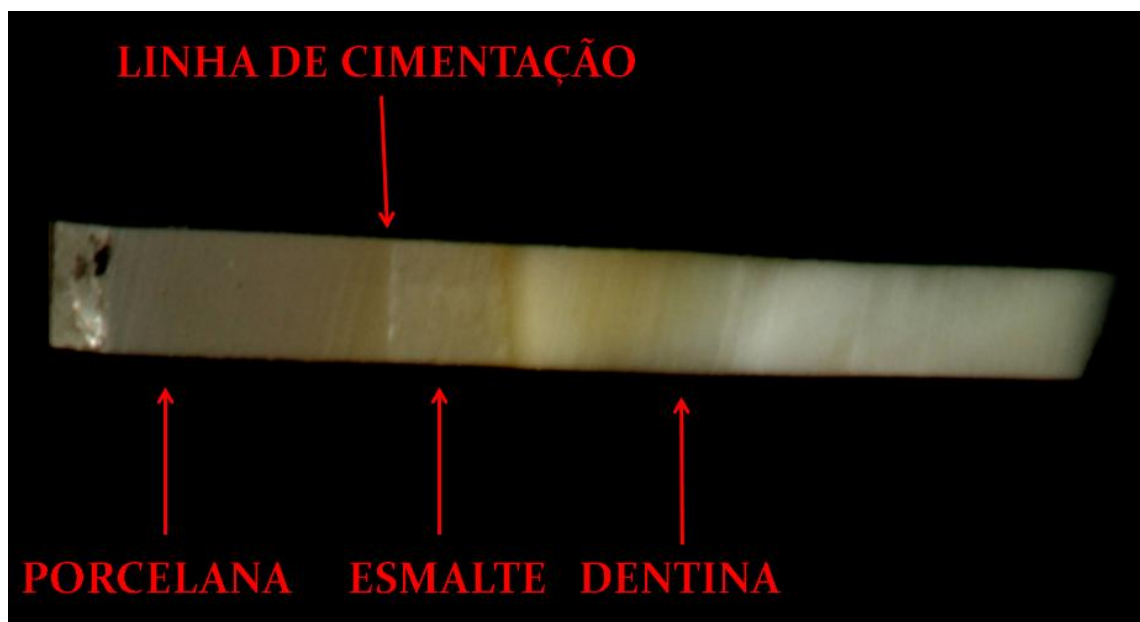


Figura 48 – Espécime.

## 6.10 Teste de Microcisalhamento.

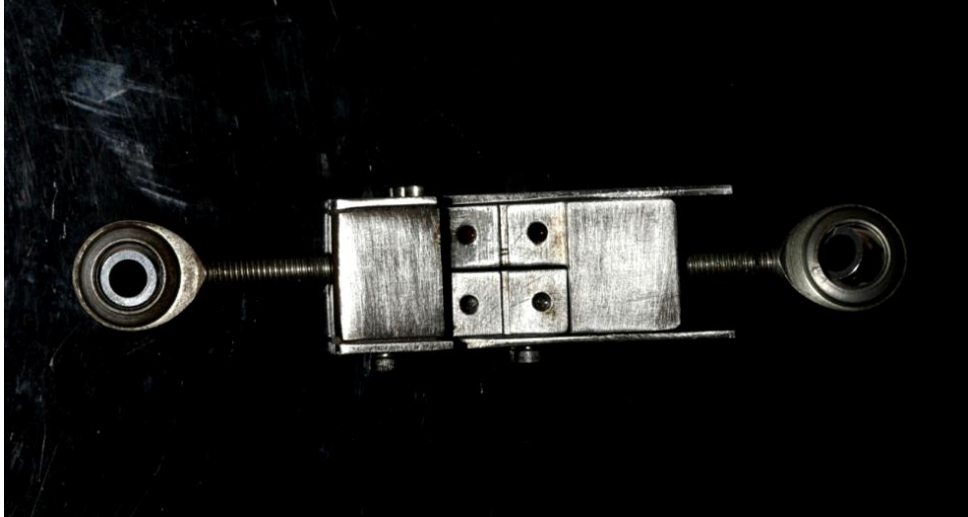
Antes dos testes de microcisalhamento, todos os espécimes foram checados num microscópio estereoscópico com 30 vezes de magnitude para detecção de defeitos. Os espécimes que indicavam formação de fendas (gap), inclusão de bolhas e qualquer outro defeito relevante foram excluídos do estudo e repostos.

Para realização dos testes finais de resistência adesiva, foi desenvolvido um dispositivo de microcisalhamento, na Universidade Federal de Minas Gerais, pelos autores desta dissertação de mestrado. Esse dispositivo foi utilizado associado à máquina de testes (Bisco, British Columbia, Canadá), onde cada espécime foi cuidadosamente posicionado e mantido em posição com auxílio de cola de cianocrilato Super Bonder gel (Loctite, Düsseldorf, Alemanha) deixando livre a interface adesiva entre o esmalte / cimento resinoso / porcelana. Foi aplicada uma tensão de cisalhamento, com velocidade de 1mm/min, até a fratura dos espécimes (Figuras 49, 50, 51 e 52).

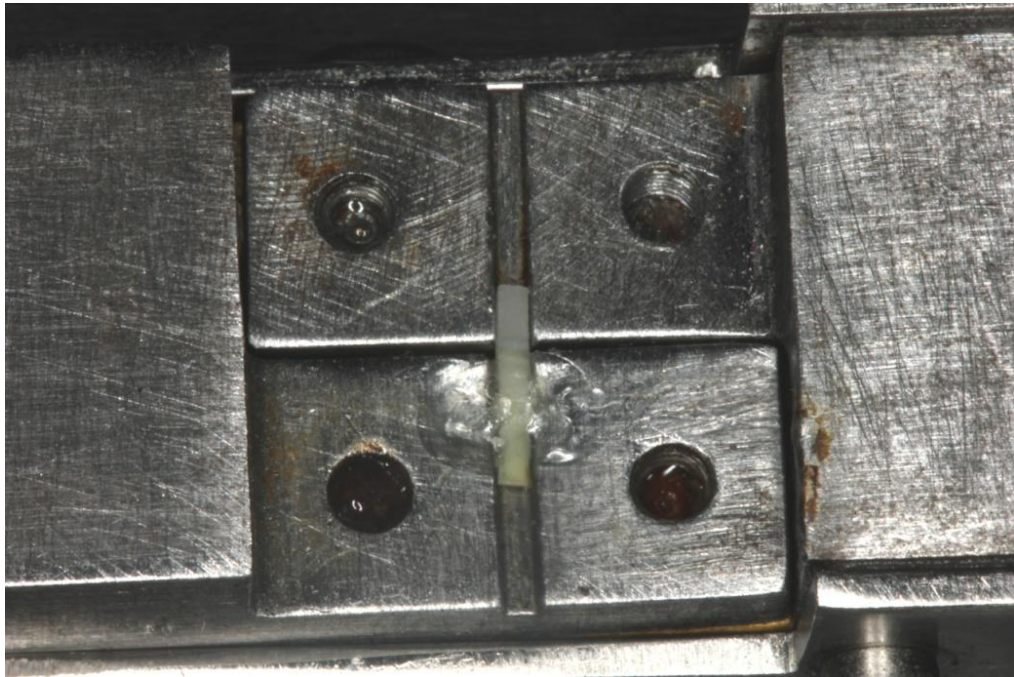
A carga máxima à ruptura em Newton (N) foi registrada. Esses valores foram divididos pela área das secções transversais dos respectivos espécimes, previamente medidas, em milímetro quadrado (mm<sup>2</sup>), fornecendo os valores finais de resistência adesiva em Mega Pascal (MPa).



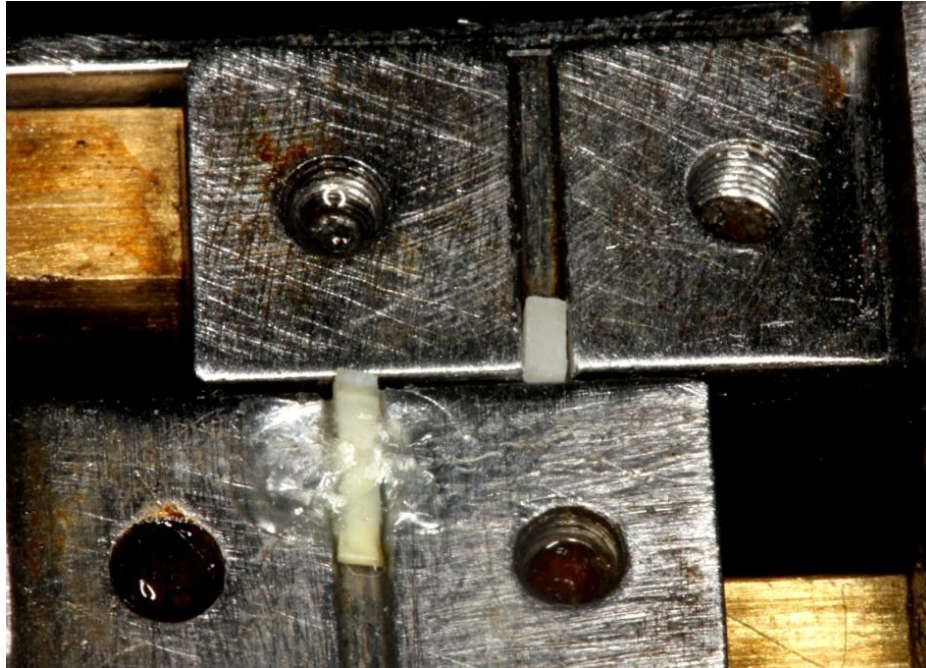
**Figura 49 – Máquina de testes de Microtração (Bisco).**



**Figura 50 – Dispositivo de Microcisalhamento.**



**Figura 51 – Espécime posicionado no dispositivo de microcisalhamento.**



**Figura 52 – Espécime fraturado após teste de microcisalhamento.**

### **6.11 Fractografia**

Após a fratura, as interfaces de todos os espécimes foram analisados novamente no microscópio Estereoscópico Stemi DV4 (Zeiss) com 30 vezes de magnitude para identificar os modos de falha.

As falhas foram categorizadas em três tipos: (1) Falha na interface adesiva; (2) Falha mista, que envolve a interface adesiva e uma fratura coesiva; (3) Fratura Coesiva do dente.

Um espécime de cada modo de falha foi examinado em um MEV Quanta 200 (FEI Company, Oregon, Estados Unidos).

### **6.12 Análise Estatística**

Os dados foram submetidos a teste de normalidade e, uma vez sendo considerados normais, foram submetidos à análise estatística Anova. Na condição em que diferença estatística foi encontrada, foi realizado teste Tukey-Krammer.

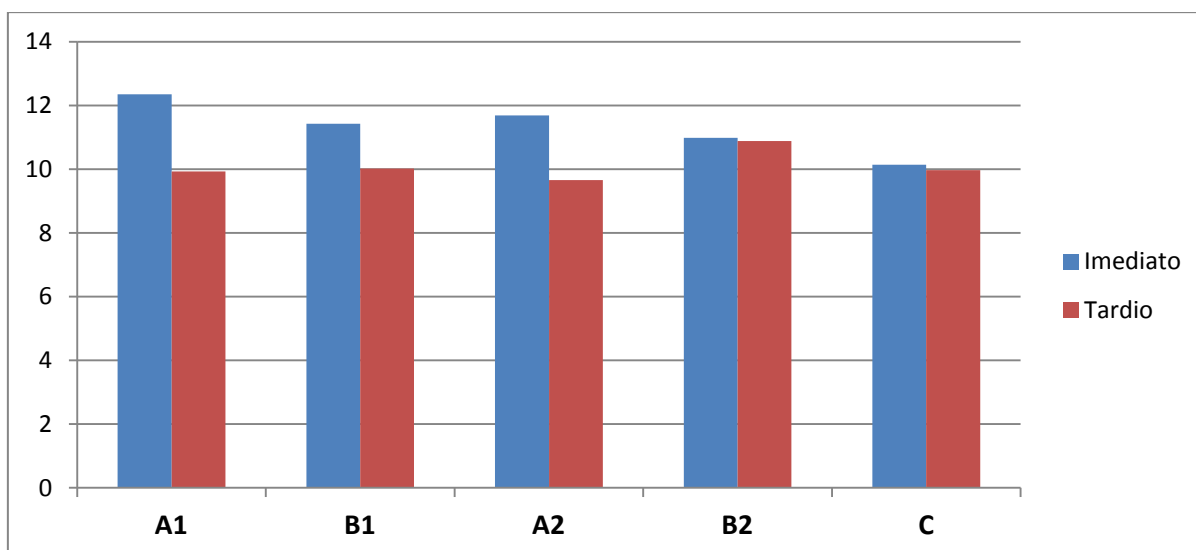
## 7 RESULTADOS

A tabela 1 mostra as médias e desvios padrões dos 10 grupos investigados. As médias dos resultados são representadas no gráfico 1.

**TABELA 1 – Médias e desvios padrões dos valores de resistência de união adesiva por microcissalhamento (MPa).**

| Tipo de Ativação | Espessura | Envelhecimento | Resistência  |
|------------------|-----------|----------------|--------------|
| Foto             | 1 mm      | Não            | 12,35 (1,77) |
|                  |           | Sim            | 9,93 (0,92)  |
|                  | 2mm       | Não            | 11,68 (2,63) |
|                  |           | Sim            | 9,65 (1,17)  |
| Dual             | 1 mm      | Não            | 11,42 (0,23) |
|                  |           | Sim            | 10,02 (1,56) |
|                  | 2 mm      | Não            | 10,98 (1,07) |
|                  |           | Sim            | 10,88 (2,26) |
| Químico          | 2 mm      | Não            | 10,14 (1,57) |
|                  |           | Sim            | 9,97 (2,35)  |

**GRÁFICO 1 – Resultados.**



A ANOVA Three-Way com 95% de confiança (Tabela 2) revelou que a resistência ao microcisalhamento não foi influenciada pela espessura da porcelana (Teste  $F=0,071$   $p=0,792$ ), pelo cimento resinoso (Teste  $F=0,769$   $p=0,469$ ). O mesmo teste evidenciou efeito significativo do envelhecimento das restaurações provocado pela termociclagem (Teste  $F=7,66$ ;  $p=0,008$ ). As interações entre as variáveis em questão também não foram significantes. A média da resistência ao microcisalhamento foi significativamente maior no grupo fraturado imediatamente, quando comparado ao grupo tardio. Na sequência, o efeito do envelhecimento foi analisado em conjunto com a espessura da porcelana (tabela 3) e verificou-se diferença estatística somente nos grupos com 1mm de espessura, tanto quanto cimentado com cimento resinoso fotopolimerizável ( $p=0,014$ ), quanto cimentado com cimento resinoso dual ( $p=0,05$ ).

**TABELA 2 – Análise de Variância ANOVA.**

| Origem           | Tipo III Soma dos Quadrados | df | Média dos quadrados | F        | p      |
|------------------|-----------------------------|----|---------------------|----------|--------|
| Modelo corrigido | 30,410 <sup>a</sup>         | 5  | 6,082               | 2,075    | 0,083  |
| Intercept        | 6456,949                    | 1  | 6456,949            | 2203,124 | 0,000  |
| Cimento resinoso | 4,505                       | 2  | 2,253               | 0,769    | 0,469  |
| Espessura        | 0,207                       | 1  | 0,207               | 0,071    | 0,792  |
| Envelhecimento   | 22,448                      | 1  | 22,448              | 7,659    | 0,008* |
| Erro             | 158,264                     | 54 | 2,931               |          |        |
| Total            | 7059,555                    | 60 |                     |          |        |
| Total corrigido  | 188,674                     | 59 |                     |          |        |

\*Houve diferença estatística significante



**TABELA 3:** Comparação das médias da resistência ao microcisalhamento segundo o envelhecimento da restauração (Tukey Kramer).

| Polimerização  | Espessura | Envelhecimento | Média | <i>p</i> | Desvio Padrão |
|----------------|-----------|----------------|-------|----------|---------------|
| <b>Foto</b>    | 1 mm      | Não            | 12,35 | 0,014*   | 1,77          |
|                |           | Sim            | 9,93  |          | 0,92          |
|                | 2 mm      | Não            | 11,68 | 0,116    | 2,63          |
|                |           | Sim            | 9,65  |          | 1,17          |
| <b>Dual</b>    | 1 mm      | Não            | 11,42 | 0,050*   | 0,23          |
|                |           | Sim            | 10,02 |          | 1,56          |
|                | 2 mm      | Não            | 10,98 | 0,920    | 1,07          |
|                |           | Sim            | 10,88 |          | 2,26          |
| <b>Químico</b> | 2 mm      | Não            | 10,14 | 0,880    | 1,57          |
|                |           | Sim            | 9,97  |          | 2,35          |
| <b>Total</b>   |           | Não            | 11,31 | 0,008*   |               |
|                |           | Sim            | 10,09 |          |               |

\*Houve diferença estatística significativa

Neste estudo, um microscópio estereoscópico Stemi DV4 (Zeiss) com 30 vezes de magnitude foi utilizado para identificar os modos de falha de todos os espécimes. Os diferentes modos de falhas são encontrados nas tabelas 4 e 5. A tabela 4 demonstra que em todos os grupos houve uma predominância de falhas adesivas e a tabela 5 demonstra que houve predominância desse tipo de falha, independente do cimento utilizado, da espessura da porcelana e do envelhecimento da restauração. Não foram observadas fraturas coesivas nas porcelanas.

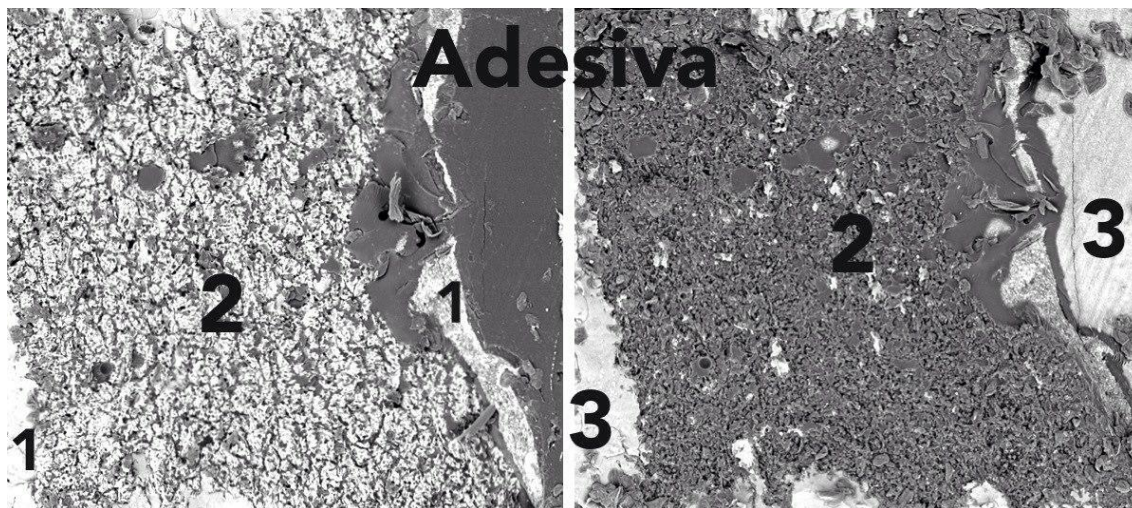
**TABELA 4 - Resultado da observação no microscópio estereoscópico (por grupo).**

| Grupo        | Fratura adesiva |       | Fratura mista |      | Fratura coesiva |      |
|--------------|-----------------|-------|---------------|------|-----------------|------|
|              |                 |       |               |      |                 |      |
| <b>A1I</b>   | 45              | 93,7% | 1             | 2,1% | 3               | 6,2% |
| <b>B1I</b>   | 44              | 91,6% | 2             | 4,2% | 2               | 4,2% |
| <b>A2I</b>   | 44              | 91,6% | 1             | 4,2% | 3               | 6,3% |
| <b>B2I</b>   | 45              | 93,7% | 1             | 2,1% | 2               | 4,2% |
| <b>CI</b>    | 46              | 95,8% | 1             | 2,1% | 1               | 2,1% |
| <b>A1T</b>   | 44              | 91,6% | 4             | 8,4% | 0               | 0%   |
| <b>B1T</b>   | 45              | 93,8% | 1             | 2,1% | 2               | 4,1% |
| <b>A2T</b>   | 42              | 87,5% | 4             | 8,4% | 2               | 4,1% |
| <b>B2T</b>   | 46              | 95,8% | 2             | 4,2% | 0               | 0%   |
| <b>CT</b>    | 47              | 97,9% | 1             | 2,1% | 0               | 0%   |
| <b>Total</b> | 448             | 93,1% | 18            | 3,8% | 15              | 3,1% |

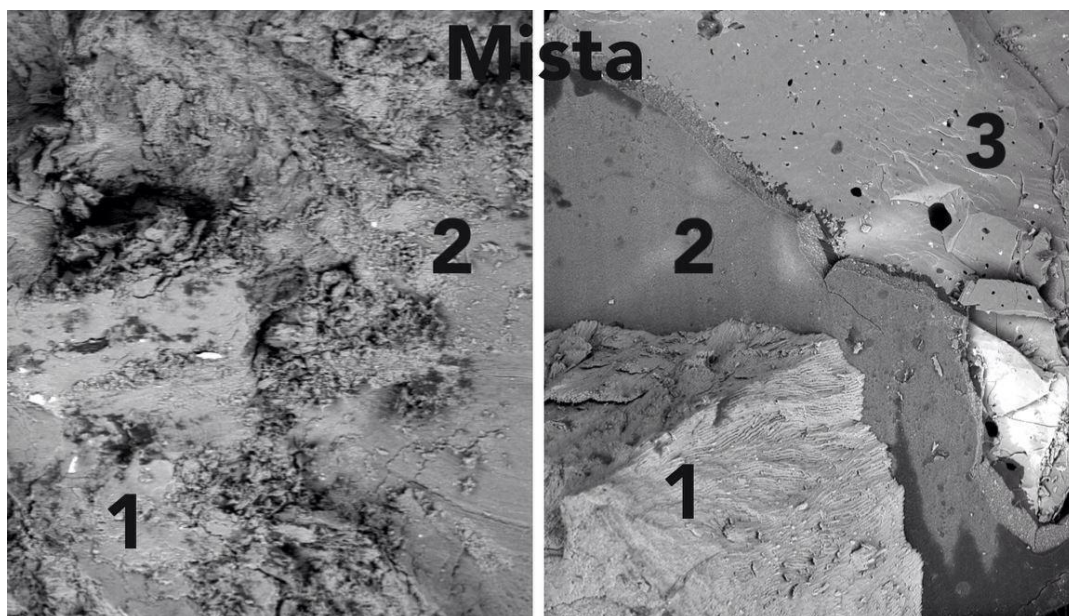
**TABELA 5 - Resultado da observação no microscópio estereoscópico (por variável).**

| Fonte de Variação             | Fratura adesiva |      | Fratura mista |     | Fratura coesiva |     |
|-------------------------------|-----------------|------|---------------|-----|-----------------|-----|
|                               | N               | %    | N             | %   | N               | %   |
| <b>Espessura da porcelana</b> |                 |      |               |     |                 |     |
| GRUPO 1                       | 183             | 92,4 | 8             | 4,1 | 7               | 3,5 |
| GRUPO 2                       | 272             | 93,4 | 11            | 3,8 | 8               | 2,8 |
| <b>Cimento resinoso</b>       |                 |      |               |     |                 |     |
| FOTO (A)                      | 179             | 89,9 | 11            | 5,6 | 9               | 4,5 |
| DUAL (B)                      | 184             | 93,8 | 6             | 3,1 | 6               | 3,1 |
| QUÍMICO (C)                   | 92              | 97,8 | 2             | 2,2 | 0               | 0   |
| <b>Termociclagem</b>          |                 |      |               |     |                 |     |
| NÃO (I)                       | 231             | 93,5 | 6             | 2,4 | 10              | 4,1 |
| SIM (T)                       | 224             | 92,5 | 13            | 5,4 | 5               | 2,1 |

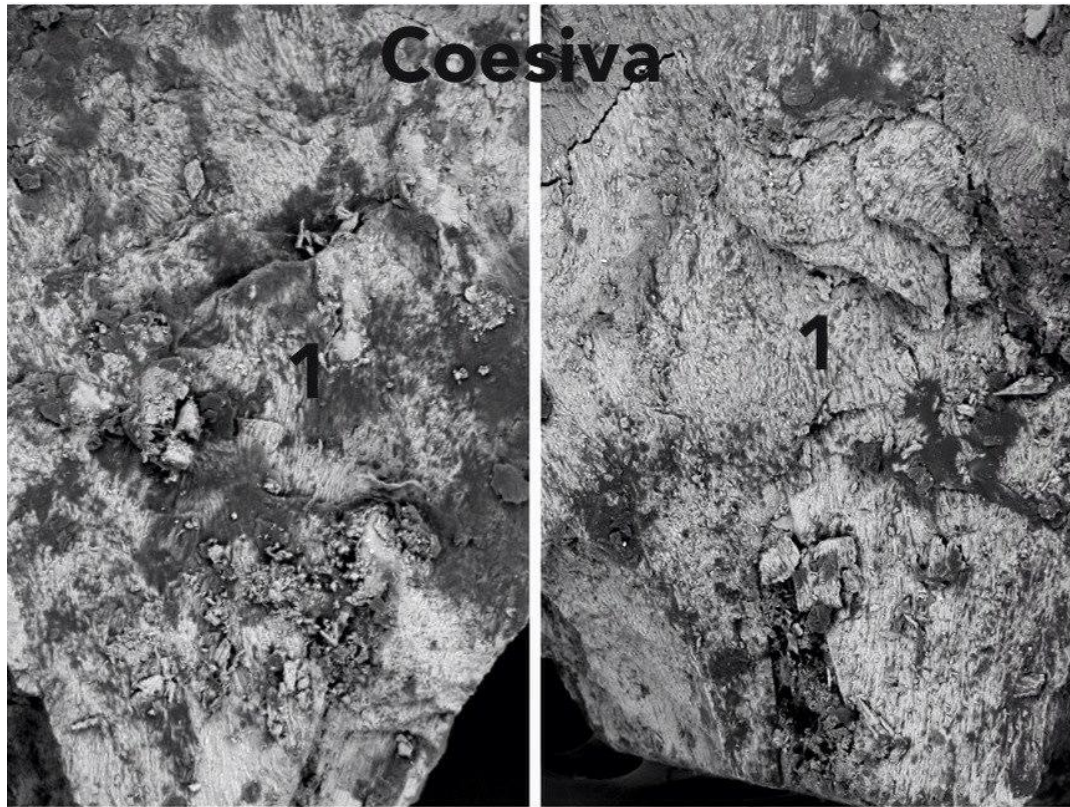
Cada modo de falha foi observado e avaliado no MEV Quanta 200 (FEI Company). Uma falha adesiva, uma mista e uma coesiva em dentina são demonstradas nas figuras 53, 54 e 55, respectivamente.



**Figura 53 – Falha adesiva entre a porcelana e o dente. (1) superfície de esmalte; (2) Cimento resinoso é encontrado aderido tanto ao esmalte, quanto na porcelana; (3) Superfície da porcelana.**



**Figura 54 – Fratura Mista. (1) Superfície do esmalte encontrada no lado esquerdo e no direito, aderida à porcelana; (2) Cimento resinoso; (3) Superfície da porcelana.**



**Figura 55 – Fratura coesiva no dente.**



## 8 DISCUSSÃO

O uso de facetas de porcelana tem crescido desde a sua introdução no início do século XIX, pela facilidade em se alterar cor e forma dos dentes com preparos extremamente conservadores, com preservação total da superfície palatina e redução axial que dificilmente requer mais de 1mm de espessura (BARCELEIRO *et al.*, 2003). As porcelanas feldspáticas possuem características fundamentais, como a capacidade de reproduzir a cor do dente utilizando uma camada fina de material e excelente retenção mecânico-química após condicionamento ácido e aplicação de um agente silano, que as credenciam para esse tipo de restauração (AKYIL *et al.*, 2011).

Diversos tipos de compósitos de presa química, dual ou fotoativados estão disponíveis no mercado para cimentação de porcelanas. A composição química da matriz resinosa e o modo de polimerização dos cimentos resinosos influenciam as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos e podem influenciar na sua união ao esmalte (OSTURK *et al.*, 2012).

A espessura do material restaurador é outro fator que pode influenciar diretamente no sucesso desse tipo de restauração na medida em que o percentual de transmissão de luz diminui com o aumento da espessura da faceta (RASSETO *et al.*, 2004; PEIXOTO *et al.*, 2007).

A longevidade das restaurações também pode ser influenciada pelas alterações térmicas a que o material é submetido no meio oral, em função do tempo (MENG, YOSHIDA, ATSUTA, 2008). Assim, o envelhecimento das restaurações se torna importante para predizer sua vida útil.

Resultados confirmaram a hipótese nula (H0) desse estudo para duas variáveis. A resistência de união não foi influenciada pelo tipo de agente cimentante e pela espessura do material restaurador. Resultados obtidos nesse estudo concordam com os de Barceleiro *et al* (2003), Akgungor, Akkayan, Gaucher (2005), Kermanshah, Borougeni, Bitaraf (2011). Nesses estudos, foram encontrados valores de resistência de união estatisticamente semelhantes quando se comparam os cimentos resinosos fotoativados aos duais. Nenhum desses estudos utilizou o

sistema fotoativado do estudo RelyX Veneer (3M/ESPE); e nenhum deles utilizou um agente quimicamente ativado, como grupo controle.

O cimento fotoativado tem menor potencial de descoloração por possuir, em sua composição química, quantidade muito pequena da amina terciária, insignificante para causar descoloração do cimento com o tempo, como acontece com os cimentos resinosos de presa química ou dual. Além disso, possui melhor controle no processo de cimentação, pois o tempo de trabalho é dependente da fotoativação pelo operador e não necessita de ser manipulado, diminuindo a possibilidade da incorporação de bolhas na sua estrutura (PEUMANS *et al.*, 2000; MAGNER, BELSER, 2003). Baseando-se nessas virtudes e nos resultados deste estudo, esse tipo de cimento se mostra como uma opção para a cimentação de facetas de porcelana.

Apenas a sua ativação por luz pode constituir uma desvantagem, pois a polimerização é feita através da espessura da faceta, que pode sombrear ou bloquear a luz (D'ARCANGELO *et al.*, 2011). Alguns estudos indicaram uma redução considerável na porcentagem de transmissão da luz na medida em que há um aumento da espessura da porcelana (RASSETO *et al.*, 2004; PEIXOTO *et al.*, 2007). Porém, a resistência de união adesiva foi estatisticamente semelhante nos corpos de prova deste estudo, mesmo com o aumento da espessura de 1mm para 2mm.

Magne, Belser (2003) indicaram que o tempo de exposição à luz recomendado pelos fabricantes não é suficiente para garantir a completa polimerização dos compósitos, quando diante de uma restauração de porcelana. Nesses casos, um tempo maior de polimerização, de pelo menos 120 segundos, em cada superfície proximal deve ser preconizado. Segundo Rasetto *et al.* (2004), a intensidade mínima recomendada para ativar a canforoquinona é de 280 a 300mW/cm<sup>2</sup>. Para atingir esse valor, eles recomendaram que fontes de luz halógena de intensidade maiores que 1000mW/cm<sup>2</sup> e que tempos maiores de polimerização fossem utilizados na medida em que as porcelanas se tornassem mais escuras e/ou tivessem a sua espessura aumentada. Neste estudo, foi utilizado um tempo total de 180 segundos de polimerização com um LED (Coltolux, Coltène) de alta intensidade (1250 mW/cm<sup>2</sup>) e, dessa forma, os autores acreditam que minimizaram esse efeito negativo provocado pelo aumento da espessura das restaurações de porcelana,

possibilitando maior conversão dos monômeros dos cimentos resinosos e, consequentemente, atingindo resistência adesiva satisfatória.

Em relação à variável envelhecimento, os resultados do presente estudo também demonstraram que 3500 ciclos de termociclagem que, de acordo com Subramanian *et al.* (2008), correspondem a um ano de função em boca, não foram suficientes para diminuir os valores de resistência adesiva por microcissalhamento ao esmalte dos cimentos testados nos corpos de prova de 2mm. Esse fato foi confirmado em outros estudos *in vitro* que utilizaram metodologia semelhante (AKGUNGOR, AKKAYAN, GAUCHER, 2005; KERMANSHAH, BOROUGENI, BITARAF, 2011) e em um estudo *in vivo*, onde se obteve uma taxa de sucesso de 97,5% em trinta pacientes (total de 119 laminados) acompanhados por sete anos (D'ARCANGELO *et al.*, 2011). Roulet, Soderholm, Longmate (1995) indicaram que o tipo de tratamento de superfície influencia diretamente na durabilidade da adesão e que isso raramente é determinado pelo tipo de cimento escolhido para cimentação das restaurações de porcelana. Segundo esses autores, o condicionamento com ácido fluorídrico da superfície, associado a um agente silano, previne a influência negativa da variação térmica, sendo considerado um fator fundamental para garantir a durabilidade da adesão dos cimentos à porcelana. O ácido fluorídrico a 10% promove retenções micromecânicas, preferencialmente via dissolução da fase vítrea da matriz cerâmica, aumentando a energia livre da superfície. O tratamento da superfície previamente condicionada com o agente silano, por sua vez, aumenta a molhabilidade e permite a formação de ligações covalentes, tanto com a cerâmica, quanto com o cimento (FABIANELLI *et al.*, 2010; SOUZA *et al.*, 2011). Neste estudo, as porcelanas feldspáticas foram condicionadas por 90 segundos (MAGNE, CASCIONE, 2006; KERMANSHAH, BOROUGENI, BITARAF, 2011) e três camadas de silano foram aplicadas (FABIANELLI *et al.*, 2010) previamente às cimentações. Os autores deste estudo acreditam que o tratamento de superfície foi determinante para a manutenção da resistência adesiva com o envelhecimento provocado pela termociclagem, não sendo influenciado diretamente pela escolha do agente cimentante.

Para os corpos de prova com 1mm de espessura, os resultados foram diferentes e mostraram que a média da resistência ao microcissalhamento foi significativamente maior nos grupos fraturados imediatamente, quando comparado

ao grupo tardio. Esses resultados contrariam os encontrados por Akgungor, Akkayan e Gaucher (2005), que não encontraram diferenças estatísticas na resistência adesiva para corpos de prova de 1mm quando submetidos a 1000 ciclos de termociclagem, porém nossos resultados são corroborados por Meng, Yoshida, Atsuta (2007) e Meng, Yoshida, Atsuta (2008), que também encontraram queda nos valores de resistência adesiva quando submetidos a 10000 ciclos de termociclagem e com Attia (2009), que encontrou queda nos valores de resistência adesiva de corpos de prova de zircônia submetidos a 7000 ciclos de termociclagem. Esse último autor aborda aspectos importantes que podem justificar as razões para a queda na resistência de união após a termociclagem: a degradação do cimento resinoso, o efeito hidrolítico da água na interface cimento/cerâmica, a diferença do coeficiente de expansão térmica entre os componentes envolvidos (cerâmica, cimento e resina) e a instabilidade do silano em contato com a umidade. Os autores deste estudo concordam com Attia, porém justificam a diferença encontrada nesses dois grupos (A1T e B1T) pelo isolamento térmico provocado pelo aumento da espessura da porcelana, que também é determinante para a manutenção da resistência adesiva com o tempo. Os corpos de prova com 2mm de espessura foram capazes de prevenir a influência negativa provocada pela variação térmica, o que não aconteceu nos espécimes com menor espessura.

Os testes para adesão são classificados em testes de tração ou cisalhamento, de acordo com o tipo de tensão gerada no espécime. A tensão de cisalhamento, utilizada neste estudo, é a primeira causa de falha de cimentação *in vivo*. Os testes também podem ser classificados em microtestes ou macrotestes, em relação ao tamanho dos espécimes. Os testes micro, utilizados neste estudo, parecem ser mais acurados, devido à uniformidade de distribuição de tensões e à baixa concentração de falhas (KERMANS SHAH, BOROUGENI, BITARAF, 2011) e, por último, os testes de microtração são muito dependentes da fixação por cola de cianocrilato. Se pouca cola for utilizada, a força encontrada na interface adesiva pode ser maior, levando à fratura na região da cola, necessitando de recolagem do espécime (USOMEZ *et al.*, 2004).

Os testes de microcisalhamento realizados nos estudos de Kermanshah, Borougeni, Bitaraf (2011), por Meng, Yoshida, Atsuta (2007), Meng, Yoshida, Atsuta (2008) e por Shimada, Yamaguchi, Tagami (2002) utilizaram um arame em volta do



espécime (wire-loop test) cimentado sobre uma base de porcelana para aplicar a tensão de cisalhamento. No presente estudo e no estudo de Usomez *et al* (2004), os espécimes obtidos com  $1\pm 0,1\text{mm}^2$  foram montados em uma máquina de testes adaptados a um dispositivo de microcisalhamento, que gerava a tensão diretamente na interface do espécime cimentado. Nesse caso, a cola de cianocrilato foi utilizada com a finalidade de manter o espécime em posição, a fim de que a carga pudesse ser gerada na interface correta.

De acordo com a fractografia deste estudo (tabelas 4 e 5), houve um predomínio de fraturas adesivas (93,1%), o que demonstra que a tensão foi gerada na interface adesiva entre o esmalte e a porcelana, mostrando ser um dispositivo efetivo e confiável para análise da resistência de união. Além disso, esses resultados demonstram que a resistência de união dos cimentos resinosos é menor que a força coesiva, tanto do dente quanto da porcelana. Segundo Fabianelli *et al.* (2010), falhas coesivas acontecem quando a resistência de união é maior que a resistência dos materiais empregados no estudo, e a única forma de melhorar esses resultados seria a melhora na resistência coesiva desses materiais. No caso deste estudo, tanto o esmalte quanto a porcelana têm resistência coesiva muito alta, o que também pode explicar o alto índice de falhas adesivas. Esses resultados concordaram com os resultados de Souza *et al.* (2011), que também encontraram predomínio de falhas adesivas em todos os espécimes analisados, porém contrariam os resultados encontrados por Meng, Yoshida, Atsuta (2007), Meng, Yoshida, Atsuta (2008), que registraram um predomínio de fraturas adesivas somente nos grupos submetidos à termociclagem, e por Kermanshah, Burougeni, Bitaraf (2011), que encontraram diferenças no padrão de fraturas de acordo com o cimento utilizado: adesivas para o cimento dual e coesivas quando foram utilizados cimentos fotopolimerizáveis.

Alguns fatores como a cor da porcelana, maiores espessuras da porcelana e tempos de envelhecimento, não testados neste estudo, podem influenciar na resistência adesiva, no grau de polimerização e dureza dos cimentos resinosos. É impossível incluir todas as variáveis existentes em um único estudo *in vitro*. Em virtude disso, sugere-se que novos estudos devem ser conduzidos para avaliar quando os cimentos resinosos fotoativados vão mostrar resultados superiores ou inferiores de resistência adesiva por microcisalhamento, quando comparados aos

cimentos de polimerização dual e química. As avaliações de outras características físico-químicas dos cimentos, que também influenciam na resistência adesiva, devem ser avaliadas *in vitro* paralelamente. Nesse sentido, a elaboração de estudos clínicos, com acompanhamento longitudinal de pacientes, constitui-se em ferramenta de fundamental importância para a confirmação dos achados laboratoriais aqui descritos.

## 9 CONCLUSÃO

1. Considerando as espessuras de 1 mm e 2 mm de porcelana, não se verificou diferença estatística na resistência à união por meio de microcissalhamento.
2. O tipo de ativação do cimento resinoso não influenciou na resistência à união por meio de microcissalhamento.
3. O envelhecimento das amostras implicou em uma diminuição significativa na resistência à união por meio de microcissalhamento, especificamente nos espécimes com 1 mm de espessura.
4. Houve um predomínio de 93,1% de fraturas adesivas nos espécimes submetidos ao teste de microcissalhamento.

## 10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 AKGUNGOR, G., AKKAYAN, B., GAUCHER, H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate–based ceramic system. **J. Prosthet. Dent.** v. 94, p. 234-241, 2005.
  
- 2 AKYIL, M.S., YILMAZ, A., BAYINDIR, F., DUYMUS Z.Y., Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. **Photomed Laser Surg.** v. 29, p.197-203, 2011.
  
- 3 ATTIA A., Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic – Influence of surface treatment and thermocycling. **J. Appl. Oral Scy.** v.19, p.388-395, 2011.
  
- 4 BARCELEIRO, M.O., DE MIRANDA, M.S., DIAS, K.R., SEKITO, T. Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. **Oper. Dent.** v. 28, n. 4, p. 423-428, 2003.
  
- 5 BUONOCORE M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.** v.34, n.6, p. 849-853, 1955.
  
- 6 COSTELLO, F.W. Porcelain veneer adhesion systems. **Curr. Opin. Cosmet. Dent.** p. 57-68, 1995.
  
- 7 D'ARCANGELO C., DE ANGELIS F., VADINI M., AMARIO, M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light cured composite: result up to 7 years. **Clin. Oral Investig.** v.16, p. 1071-1079, 2012.
  
- 8 FABIANELLI, A., POLLINGTON, S., PAPACCHINI, F., GORACCI, C., CANTORO, A., FERRARI, M., NOORT, R.V. The effect of different surface

treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. **J. Dent.** v. 38, p. 39-43, 2010.

9 HORN R.H. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. **Dent. Clin. North Am.** v. 27, 1983.

10 KERMANS SHAH, H., BOROUGHENI, T., BITARAF, T. Comparison of the microshear Bond strength of feldspathic porcelain to enamel with three luting resins. **J. Prosthodont. Res.** v. 55, p. 110-116, 2011.

11 LINDEN, J., SWIFT, E., BOYER, D., DAVIS, B. Photo-activation of Resin Cements through Porcelain Veneers. **J. Dent. Res.** v. 70, p. 154-157, 1991.

12 MAGNE, P., BELSER, U. **Restaurações Adesivas de Porcelana na Dentição Anterior: Uma abordagem biomimética.** São Paulo: Quintessence, 2003.

13 MAGNE, P., CASCIONE, D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. **J. Prosthet. Dent.** v. 96, p. 354-361, 2006.

14 MENG, X., YOSHIDA, K., ATSUTA, M. Influence of light irradiation condition on microshear bond strength of dual cured resin luting agents. **Dent. Mater. J.** v. 26, p. 575-581, 2007.

15 MENG, X., YOSHIDA, K., ATSUTA, M. Microshear bond strength of resin bonding systems to machinable ceramic with different surface treatments. **J. Adhes. Dent.** v. 10, p. 189-196, 2008.

16 NAGAYASSU, M.P., SHINTOME, L.K., UEMURA, E.S., ARAÚJO, J.E.J. Effect of Surface treatment on the shear bond strength of resin-based cement to porcelain. **Braz. Dent. J.** v. 17, p. 290-295, 2006.

- 17 OSTURK, E., HICKEL, R. BOLAY, S. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. **Clin. Oral Invest.** v. 16, p. 139-146, 2012.
- 18 PEIXOTO, R., PAULINELLI, V.M., SANDER, H., LANZA, M., CURY, L.A., POLETTO, L.T. Light transmittance through porcelain. **Dent. Mater. J.** v. 23, p. 1363-1368, 2007.
- 19 PEUMANS, M., VAN MEERBEEK, B., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of adhesive interface. **Dent. Mater. J.** v.15, p. 105-119, 1999.
- 20 PEUMANS, M., VAN MEERBEEK, B., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. Porcelain veneers: a review of the literature. **J. Dent.** v. 28, p 163-177, 2000.
- 21 RASSETO, F.H., DRISCOLL, C.F., PRESTIPINO, V., MASRI, R., FRAUNHOFER, A. Light Transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. **J. Prosthet. Dent.** v. 91, p. 441-446, 2004.
- 22 RATNAWEERA, P., FUKAGAWA, N., TSUBOTA, Y., FUKUSHIMA, S. Microtensile bond strength of porcelain laminate veneers bonded to fluorosed teeth. **J. Prosthodont.** v.18, p. 205–210, 2009.
- 23 ROCHETTE A.L. A ceramic restoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors. **J. Prosthet. Dent.** v.33, p. 287-293, 1975.
- 24 ROULET, J., SÖDERHOLM, K., LONGMATE, J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. **J. Dent. Res.** v.74, p. 381-387, 1995.
- 25 SIMONSEN, R.J., CALAMIA, J.R. Tensile bond strength of etched porcelain. **J. Dent. Res.** Abstract #1154, 1983.

26 SHIMADA, Y., YAMAGUCHI, S., TAGAMI, J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. **Dent. Mater. J.** v.18, p.380-388, 2002.

27 SOUZA, R., CASTILHO, A., FERNANDES, V., BOTTINO, M., VALANDRO, L. Durability of microtensile Bond to nonetched an etched feldspar ceramic: Self adhesive vs. conventional resin. **J. Adhes. Dent.** v.13, p. 155-162, 2011.

28 SUBRAMANIAN, D., SIVAGAMI, G., SENDHILNATHAN, D., RAJMOHAN, C. Effect of thermocycling on the flexural strength of porcelain laminate veneers. **J. Conserv. Dent.** v. 11, p. 144-149, 2008.

29 USUMEZ, A., OZTURK, A.N., USUMEZ, S., OZTURK, B. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. **J. Oral Rehabil.** v. 31, p. 160–65, 2004.

## 11 ANEXOS

### ANEXO 1 – Termo de Doação do Banco de Dentes Humanos da FO-UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
BANCO DE DENTES HUMANOS

---

#### TERMO DE DOAÇÃO

Eu, \_\_\_\_\_,  
brasileiro, natural de \_\_\_\_\_, sexo \_\_\_\_\_, portador da  
cédula de identidade \_\_\_\_\_, residente e domiciliado à  
\_\_\_\_\_, n.º \_\_\_\_\_, anexos \_\_\_\_\_,  
Bairro \_\_\_\_\_, CEP \_\_\_\_\_, telefone  
\_\_\_\_\_, concordo em doar o(s) dente(s)  
\_\_\_\_\_, para o **BANCO DE DENTES  
HUMANOS DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS**, ciente de que o(s) mesmo(s) será(ão) utilizado(s) para estudo e  
treinamento laboratorial. Fui esclarecido que este(s) dente(s) foi (foram) extraído(s) como  
parte do tratamento indicado e documentado em meu prontuário. A utilização deste(s)  
dente(s) em pesquisa deverá ter sido previamente aprovada pelo Comitê de Ética em  
Pesquisa da UFMG, e ser preservada a minha identidade em sua divulgação.

Belo Horizonte, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20 \_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do doador ou responsável

\_\_\_\_\_  
Cirurgião-Dentista / CRO

\_\_\_\_\_  
Testemunha



**ANEXO 2 – Aprovação do COEP**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

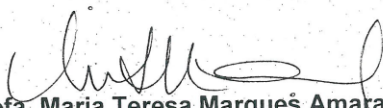
Projeto: CAAE – 02429112.8.0000.5149

Interessado(a): Prof. Walison Arthuso Vasconcellos  
Departamento de Odontologia Restauradora  
Faculdade de Odontologia - UFMG

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 01 de agosto de 2012, o projeto de pesquisa intitulado **"Influência do agente cimentante, da espessura do material restaurador e do envelhecimento da restauração na resistência de união adesiva das porcelanas feldspáticas ao esmalte"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

  
Prof. Maria Teresa Marques Amaral  
Coordenadora do COEP-UFMG

**ANEXO 3 – Resultados**

| GRUPOS | CP1   | CP2   | CP3   | CP4   | CP5   | CP6   | MÉDIA        | DP   |
|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------------|------|
| A1 (I) | 12,96 | 9,62  | 12,51 | 14,45 | 13,57 | 10,95 | <b>12,35</b> | 1,77 |
| B1 (I) | 11,85 | 11,25 | 11,30 | 11,29 | 11,54 | 11,29 | <b>11,42</b> | 0,23 |
| A2 (I) | 16,35 | 11,07 | 11,58 | 11,69 | 8,20  | 11,14 | <b>11,68</b> | 2,63 |
| B2 (I) | 11,58 | 10,75 | 10,71 | 12,48 | 9,26  | 11,08 | <b>10,98</b> | 1,07 |
| C (I)  | 8,15  | 12,52 | 9,21  | 10,49 | 9,28  | 11,14 | <b>10,14</b> | 1,57 |
| A1 (T) | 9,72  | 10,65 | 11,11 | 9,52  | 8,48  | 10,04 | <b>9,93</b>  | 0,91 |
| B1 (T) | 8,65  | 9,61  | 11,86 | 11,76 | 8,11  | 10,12 | <b>10,02</b> | 1,56 |
| A2 (T) | 8,13  | 9,93  | 9,44  | 11,10 | 8,57  | 10,72 | <b>9,65</b>  | 1,17 |
| B2 (T) | 12,28 | 13,15 | 8,95  | 9,85  | 7,92  | 13,09 | <b>10,88</b> | 2,26 |
| C (T)  | 14,47 | 8,14  | 10,21 | 8,85  | 9,73  | 8,37  | <b>9,97</b>  | 2,35 |

**ANEXO 4: Análise descritiva dos dados, prévia a teste de normalidade.**

| Resistência ao Microcisalramento |                        | Estatística | Erro Padrão |
|----------------------------------|------------------------|-------------|-------------|
|                                  | Média                  | 10,70*      | 0,23*       |
| Intervalo de Confiança 95%       | Limite Inferior        | 10,24       |             |
|                                  | Limite superior        | 11,16       |             |
|                                  | 5% de média aparada    | 10,60       |             |
|                                  | Mediana                | 10,74       |             |
|                                  | Variação               | 3,20        |             |
|                                  | Desvio Padrão          | 1,79*       |             |
|                                  | Mínimo                 | 7,93        |             |
|                                  | Máximo                 | 16,35       |             |
|                                  | Alcance                | 8,42        |             |
|                                  | Intervalo Interquartil | 2,34        |             |
|                                  | Assimetria             | 0,63        | 0,31        |
|                                  | Kurtosis               | 0,58        | 0,61        |

\*Houve diferença estatística.

**ANEXO 5: Teste de normalidade.**

| Resistência a Microcisalramento | Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup> |    |       |
|---------------------------------|---------------------------------|----|-------|
|                                 | Estatística                     | df | Sig.  |
|                                 | 0,074                           | 60 | 0,20* |

\*A resistência a microcisalramento apresentou distribuição normal, demonstrada no teste de aderência Kolmogorov-Smirnov (p=0,20).

**ANEXO 6: Análise de Variância.**

| Origem                  | Tipo III Soma dos Quadrados | df | Média dos Quadrados | F        | Sig.   |
|-------------------------|-----------------------------|----|---------------------|----------|--------|
| <b>Modelo Corrigido</b> | 30,410 <sup>a</sup>         | 5  | 6,082               | 2,075    | 0,083  |
| <b>Intercept</b>        | 6456,949                    | 1  | 6456,949            | 2203,124 | 0,000  |
| <b>Polimerização</b>    | 4,505                       | 2  | 2,253               | 0,769    | 0,469  |
| <b>Espessura</b>        | 0,207                       | 1  | 0,207               | 0,071    | 0,792  |
| <b>Envelhecimento</b>   | 22,448                      | 1  | 22,448              | 7,659    | 0,008* |
| <b>Erro</b>             | 158,264                     | 54 | 2,931               |          |        |
| <b>Total</b>            | 7059,555                    | 60 |                     |          |        |
| <b>Total Corrigido</b>  | 188,674                     | 59 |                     |          |        |

a. R Squared = ,161 (Adjusted R Squared = ,084)

\*Houve diferença estatística.

A ANOVA evidenciou efeito significativo do tempo de fratura dos corpos de prova (Teste F=7,66; p=0,008). Não houve efeito significativo do tipo de polimerização e da espessura do cimento. A interação entre polimerização e espessura não foi significativa.

**ANEXO 7: Comparação das médias da resistência ao microcisalhamento segundo o tempo de fratura (Tukey Kramer).**

| Polimerização  | Espessura | Envelhecimento | Média | p      | Desvio Padrão |
|----------------|-----------|----------------|-------|--------|---------------|
| <b>Foto</b>    | 1 mm      | Imediato       | 12,35 | 0,014* | 1,77          |
|                |           | Tardio         | 9,93  |        | 0,92          |
|                | 2 mm      | Imediato       | 11,68 | 0,116  | 2,63          |
|                |           | Tardio         | 9,65  |        | 1,16          |
| <b>Dual</b>    | 1 mm      | Imediato       | 11,42 | 0,050* | 0,23          |
|                |           | Tardio         | 10,02 |        | 1,56          |
|                | 2 mm      | Imediato       | 10,98 | 0,920  | 1,07          |
|                |           | Tardio         | 10,88 |        | 2,26          |
| <b>Químico</b> | 2 mm      | Imediato       | 10,14 | 0,880  | 1,57          |
|                |           | Tardio         | 9,97  |        | 2,35          |
| <b>Total</b>   |           | Imediato       | 11,31 | 0,008* |               |
|                |           | Tardio         | 10,09 |        |               |

\*A média da resistência ao microcisalhamento foi significativamente maior no grupo fraturado imediatamente quando comparado ao grupo tardio, sendo verificando a diferença somente em corpos de prova com 1 mm de espessura.

**ANEXO 8: Análise descritiva do resíduo.**

| Resistência Residual<br><br>Intervalo de confiança 95% |                        | <b>Estatística</b> | <b>Erro Padrão</b> |
|--------------------------------------------------------|------------------------|--------------------|--------------------|
|                                                        | Média                  | 0,00               | 0,21               |
|                                                        | Limite Inferior        | -0,42              |                    |
|                                                        | Limite superior        | 0,42               |                    |
|                                                        | 5% de média aparada    | -0,09              |                    |
|                                                        | Mediana                | -0,10              |                    |
|                                                        | Variação               | 2,68               |                    |
|                                                        | Desvio Padrão          | 1,63               |                    |
|                                                        | Mínimo                 | -3,08              |                    |
|                                                        | Máximo                 | 5,08               |                    |
|                                                        | Alcance                | 8,15               |                    |
|                                                        | Intervalo Interquartil | 1,79               |                    |
|                                                        | Assimetria             | 0,93               | 0,31               |
|                                                        | Kurtosis               | 1,61               | 0,61               |

**ANEXO 9 : Teste de normalidade do resíduo.**

| Resistência Residual | <b>Kolmogorov-Smirnov</b> |           |             |
|----------------------|---------------------------|-----------|-------------|
|                      | <b>Estatística</b>        | <b>df</b> | <b>Sig.</b> |
|                      | ,101                      | 60        | ,200        |

**ANEXO 10: Submissão do artigo à Dental Materials Journal**

---



---

**● Submission Confirmation for your paper****De:** Dental Materials **Para:** rodrigo.odontologia@uol.com.br **Assunto:** Submission Confirmation for your paper**Data:** 17/06/2013 13:25

---

Dear Mr. Rodrigo Cavalcanti Nascimento,

Your submission entitled "Evaluation of microshear bond strength between feldspathic porcelain and enamel" has been received by Dental Materials

You may check on the progress of your paper by logging on to the Elsevier Editorial System as an author. The URL is <http://ees.elsevier.com/dema/>.

Your username is: rodrigoc2311

If you need to retrieve password details, please go to: [http://ees.elsevier.com/dema/automail\\_query.asp](http://ees.elsevier.com/dema/automail_query.asp)

Your manuscript will be given a reference number once an Editor has been assigned.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Elsevier Editorial System  
Dental Materials