



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

MARCELA MOREIRA PENTEADO

**ANÁLISE DE DIFERENTES TRATAMENTOS DE
SUPERFÍCIE NA UNIÃO DA ZIRCÔNIA Y-TZP**

MARCELA MOREIRA PENTEADO

**ANÁLISE DE DIFERENTES TRATAMENTOS DE
SUPERFÍCIE NA UNIÃO DA ZIRCÔNIA Y-TZP**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Universidade Estadual de Londrina, como
requisito parcial para a obtenção do título de
MESTRE, pelo Programa de Pós Graduação
em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Giovani de Oliveira
Corrêa

Londrina
2016

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

P419a Penteado, Marcela Moreira.

Análise de diferentes tratamentos de superfície na união da zircônia Y-TZP /
Marcela Moreira Penteado. – Londrina, 2016.
65 f. : il.

Orientador: Giovani de Oliveira Corrêa.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Londrina,
Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2016.
Inclui bibliografia.

1. Cerâmica odontológica – Teses. 2. Dentes - Tratamento – Teses. 3.
Cimentos dentários – Teses. 4. Óxido de zircônio – Teses. I. Corrêa, Giovani de
Oliveira. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.27

MARCELA MOREIRA PENTEADO

**ANÁLISE DE DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE NA
UNIÃO DA ZIRCÔNIA Y-TZP**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Universidade Estadual de Londrina, como
requisito parcial para a obtenção do título de
MESTRE, pelo Programa de Pós Graduação
em Odontologia.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Giovani de Oliveira Corrêa
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr. Edwin Fernando Ruiz Contreras
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges
Universidade Estadual Paulista – UNESP

Londrina, 19 de abril de 2016.

À Valdeci Silva Moreira.

Pela inspiração em ser uma mulher versátil.

Pelo exemplo de força, luta, dedicação e amor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a *Deus* pela direção, pelas promessas e pelo renovo a cada novo amanhecer.

Ao meu orientador *Prof. Dr. Giovani de Oliveira Corrêa* pela excelência em ensinar os primeiros passos de uma pesquisa, até o raciocínio mais complexo dos resultados. Pela disposição, pelo encorajamento e pela paciência durante esses dois anos de curso. Também pelo exemplo profissional e pela amizade. Com certeza essa parte da minha formação será lembrada com saudade.

À Universidade Estadual de Londrina, à reitora *Prof^a. Dr^a. Berenice Quinzani Jordão* e ao programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Estadual de Londrina por oferecer, mais uma vez, nova oportunidade de crescimento profissional. Em especial alguns docentes que apoiaram toda iniciativa em aprender mais e marcaram de forma especial essa jornada: *Cassia Cilene Dezan Garbelini, Edwin Fernando Ruiz Contreras, Elisa Emi Tanaka, Eloisa Helena Aranda Garcia de Souza, Hebert Samuel Carafa Fabre, Márcio Grama Hoepfner, Solange de Paula Ramos, Sueli Almeida Cardoso, Wilson Trevisan Junior.*

À *Vilma da Silva Moreira* pelo acompanhamento de perto dessa jornada, com toda paciência, apoio e motivação que uma mãe pode dar. Também pelo grande exemplo de amor pela Odontologia e pelo incrível poder de sempre recomeçar.

À *Jefferson Bueno Penteado* pelo investimento, pelo incentivo e pela paciência. Por acreditar em mim, pelo exemplo profissional e pela preocupação mesmo à distância.

Aos colaboradores dessa pesquisa: *Prof. Dr. Alexandre Borges* pela disposição em ajudar e pela oportunidade de conhecer o campos de Odontologia da UNESP São José dos Campos; *Prof. Dr. Angelo Marcelo Tirado Santos* pelo apoio e ajuda com análise estatística; *Oswaldo Capello* pelas horas de microscopia eletrônica, pela disposição em realizar as imagens, pelos ouvidos e pela amizade; *Daiane Moreira Barbieri* pela disposição, pelo auxílio, pela torcida para que tudo desse certo; *Lucas Fascina* pelo trabalho de jateamento, pela disposição e pelo interesse em ajudar; *Emerson Braz* pela receptividade e pelo acolhimento na Uningá.

À *Karen Cristina Archangelo Perdigão* por abrir as portas para que essa pesquisa fosse desenvolvida, pela amizade, pelo apoio, pelas ideias, pela ajuda,

pelos contatos, por ser tão prestativa e hospitaleira. Obrigada pelo exemplo de pessoa e de profissional que você é. Também por ser incansável no desejo de crescer ainda mais – uma grande inspiração.

Aos amigos de mestrado que sempre foram tão dispostos a ajudar, aprender e descobrir juntos. Também pela torcida, incentivo e amizade. Vou levar para sempre comigo: *Adrieli Burey, Bruna Góis, Dayla Higashi, Felipe Juliani, Juliana Proença, Jussara Fratelli, Maitê Soares, Marisa França, Regis Brachtvogel, Valeria Avelar.*

À *Jessyka Lorena Fabbri, Nathana Wendy e Claudia Akemi* pela amizade e ajuda na pesquisa.

Aos amigos pelo incentivo, pela preocupação, pelas orações e por viverem comigo essa fase de “mestranda”. Em especial: *Camila Ferreira, Aline Triñanes, Carolina Gonçalves, Daniella Bordin, Carlos Fernando Melo, André Gil, Mario e Debora Almeida, Milena e Rudhy Wielganczuk, Ana Paula Furlan, João Arlindo Neto, Cristiane Santos, Tassiane Beme, Eliane Monique Saconatto, Fabiana Oliveira.*

À família Moreira pelo incentivo sem fim para continuar estudando, pela alegria nos olhares em presenciar mais uma vitória alcançada e pelo amor.

PENTEADO, Marcela Moreira. **Análise de diferentes tratamentos de superfície na união da zircônia Y-TZP**. 65 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2016.

RESUMO

Essa pesquisa tem como objetivo verificar a rugosidade de superfície da Zirconia Prettau® antes e após contato acentuado com umidade e oscilação de temperatura. Também avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície combinados com diferentes agentes de união em sua cimentação. Confeccionou-se 48 pastilhas de Zirconia Prettau® e foram randomizadas em 4 grupos (n=12) através do programa random.org: GFZ- Cimentação com fosfato de zinco; GRS - Jateamento Sistema Rocatec (Óxido de alumínio 110µm revestido por sílica) e agente de união silano; GAP - Jateamento com Óxido de Alumínio 50µm e primer metal zircônia; GAA - Jateamento com Óxido de Alumínio 50µm e sistema Clearfil Porcelain Bond Activator. Para os grupos GRS, GAP, GAA foi utilizado cimento resinoso Panavia F à base de *Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato* (MDP). As amostras passaram por aferição de rugosidade de superfície (RA), cisalhamento (C), envelhecimento por termociclagem 5000 ciclos (T) e uma amostra após C e T passaram por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Para checar diferenças entre rugosidade de superfície, os dados foram submetidos à análise estatística com teste de Normalidade Shapiro-Wilk ($p>0,05$), teste Kruskal-Wallis, pós teste de Student-Newman-Keuls e poder de teste com ANOVA. Na segunda etapa da pesquisa com dados de C, as amostras independentes e com distribuição normal passaram por teste de Normalidade Shapiro-Wilk ($p>0,05$) e a diferença entre os grupos por teste de ANOVA e pós teste de Tukey. GRS foi o único grupo que obteve diferença estatística significativa após jateamento (0.85 / ± 0.40). Após C e T não houve diferença estatística entre os grupos (GRS: antes de T, 27.58/ ± 9.32 ; depois de T: 17.49/ ± 11.96 . GAP: antes de T, 21.89/ ± 7.86 ; depois de T, 16.99/ ± 8.40 . GAA: antes de T, 30.11/ ± 11.44 ; depois de T, 15.02/ ± 10.34). Conclui-se que a Zirconia Prettau® não se degrada com umidade e oscilação de temperatura constante. GRS, GAP, GAA são protocolos aceitáveis para cimentação.

Palavras-chave: Zircônia. Tratamento de superfície. Cimentação.

PENTEADO, Marcela Moreira. **Analysis of different surface treatments in the union of zirconia Y-TZP**. 65 p. Dissertation (Master's degree in Odontologic Clinic) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2016.

ABSTRACT

This research aims to check the surface rugosity of Zirconia Prettau® before and after severe contact with wetness and temperature fluctuations. Also evaluate the performance of different treatments on surfaces combined with different union agents in the cementation of zirconium ceramics. Forty eight tablets of Zirconia Prettau® were prepared and categorized in four groups (n=12) by random.org: GFZ - Cementation with zinc oxide; GRS - Blast with Rocatec (Aluminum Oxide 110µm coated with silica system) and silane union agent; GAP - Blast with Aluminum Oxide 50 µm and Metal Zirconia Primer; GAA - Blast with Aluminum Oxide 50µm and Clearfil Porcelain Bond Activator system. To the groups GRS, GAP and GAA resin cement Panavia F were used based on Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP). The samples were put through checking of surface roughness (SR), shearing (S), aging by thermocycling 5000 cycles (T) and one sample, after S and another one after T, were put through Scanning Electron Microscopy (SEM). The surface roughness was checked by statistical analysis with Shapiro-Wilk test for Normality ($p>0,05$), Kruskal-Wallis test, Student-Newman-Keuls post-test and power test ANOVA. On the second step of the research with S sets, the independent data with normal allocation passed by Shapiro-Wilk test for Normality ($p>0,05$) and the groups' differences were to ANOVA test and Tukey post-test. GFZ was the only group that showed statistically significant difference after blasting ($0.85 / \pm 0.40$). After S and T there was no statistic difference between the groups (GRS: before T, $27.58 / \pm 9.32$; after T: $17.49 / \pm 11.96$. GAP: before T, $21.89 / \pm 7.86$; after T, $16.99 / \pm 8.40$. GAA: before T, $30.11 / \pm 11.44$; after T, $15.02 / \pm 10.34$). It is concluded that Zirconia Prettau® wasn't degraded with severe wetness and temperature fluctuations. GFZ, GAP, GAA are acceptable protocols to cementation.

Key-words: Zirconia. Surface treatment. Cementation.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	REVISÃO DE LITERATURA	12
3	MATERIAIS E MÉTODOS	18
3.1	CONFEÇÃO DAS PASTILHAS	19
3.2	RANDOMIZAÇÃO	19
3.3	RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE	19
3.4	JATEAMENTO	20
3.5	CONFEÇÃO DAS AMOSTRAS	21
3.6	CISLHAMENTO.....	27
3.7	ENVELHECIMENTO POR TERMOCICLAGEM.....	27
4	RESULTADOS	31
4.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	31
4.2	MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV).....	33
5	DISCUSSÃO	36
6	CONCLUSÃO	40
	REFERÊNCIAS	41
	APÊNDICES	48
	APÊNDICE A – Materiais Utilizados na Pesquisa	49
	APÊNDICE B – Metodologia	51
	APÊNDICE C – Análise Estatística	53

1 INTRODUÇÃO

A cerâmica é um material corriqueiramente utilizado na confecção de coroas unitárias e múltiplas, pois apresenta propriedades que permitem devolver aos dentes comprometidos características estéticas e funcionais. É um não metal inorgânico de estrutura cristalina, constituído por matriz de componentes vítreos e cristalinos (BLATZ 2003; GOMES 2008; ATT 2009; GIORDANO & MCLAREN 2010).

Com a evolução do sistema CAD-CAM, o trabalho com materiais extremamente rígidos tornou-se viável, permitindo a construções de próteses fixas em regiões posteriores onde sofrem grande esforço mastigatório. A zircônia recebe destaque nesse quesito e foi introduzida para a confecção de copings com o objetivo de substituir os metais tradicionalmente utilizados nas coroas metalocerâmicas, acompanhando a demanda crescente por estética e chegando à linha de restaurações livres de metal. Também surgiu para minimizar fraturas na estrutura, comum em outros tipos de cerâmica (DENISSEN 2000; LIU, SUNDH 2005; DELLA BONA 2007; DENRYA 2008; CEHRELI 2009; HUANG, PALOMINO 2013; REDDY 2014).

O óxido de zircônio é um metal de transição, radiopaco, encontrado na natureza em forma mineral sempre ligado com outro componente químico, portanto ele não existe em estado puro. É determinado como polimórfico por se apresentar em 3 estados distintos: monocíclico, tetragonal e cuboide. Em temperatura ambiente encontra-se em seu estado monocíclico, mas para que ocorra a mudança de fase é preciso de altas temperaturas. A partir de 1170°C transforma-se da fase monocíclica para tetragonal e acima de 2370°C para cúbica. As alterações de fases produzem expansão volumétrica de 3 a 5% pela diferença de tamanho das partículas, o que é suficiente para gerar estresse e fendas. Para contornar essa questão adicionou-se óxidos estabilizadores como óxido de cálcio (CaO) e óxido de magnésio (MgO), porém o óxido de ítrio (Y_2O_3) foi o que obteve melhores resultados para a cerâmica, sendo conhecida como Zircônia ítria policristal tetragonal ou Zircônia reforçada por ítrio (Y-TZP), a qual em temperatura ambiente apresenta-se em seu estado tetragonal, o que também demonstra melhores propriedades para a cerâmica (JOO 2004; SUNDH 2005; CHEVALIER 2009; EGILMEZ, REDDY 2014).

Resultados promissores estão descritos na literatura em relação à adição de óxido de ítrio (Y_2O_3) ou também chamado de ítria. São grãos de que variam de 0,2 a 0,8 μ m, que conferem à zircônia resistência à flexão em torno de 700 a 1500 MPa e módulo de elasticidade de aproximadamente 190 a 240 GPa. Esse elemento favorece o aumento da tenacidade por tensão, ou seja, quando há início de uma micro-trinca na estrutura da zircônia, os cristais tetragonais próximos a essa região comprometida transformam-se na fase monocíclica estável, expandem-se em torno de 3 a 5% em volume comprimindo a trinca e dificultando a sua propagação. Esse fato diferencia a Y-TZP de qualquer outro tipo de cerâmica odontológica (GUAZZATO 2005; DELLA BONA 2007; DENRYA, TANAKA 2008; ANDREIUOLO, BORBA, ZARONE 2011; PALOMINO 2013; REDDY 2014).

A Zirconia Prettau® é uma Y-TZP lançada no mercado como um novo tipo de zircônia com alta translucidez, segundo o fabricante. Essa característica associada com o uso de líquidos próprios para coloração permite confeccionar excelentes restaurações indiretas em dentes anteriores, mas suas propriedades físicas permitem seu uso também em casos posteriores, ou seja, sua indicação é para confecção de estruturas de prótese dentária de uso único como coroas individuais, facetas, inlays, onlays, restaurações reduzidas para estratificação de cerâmica e prótese fixa de no máximo 3 elementos para anteriores e posteriores (Talmax – Curitiba – Paraná).

A adesividade do cimento com a estrutura dental e com a zircônia é essencial para o desempenho da peça com sucesso e estabilidade. Essa união permite que as forças mastigatórias sejam dissipadas para o conjunto como um todo, funcionando como um sistema integrado e preservando o periodonto tanto em coroas sobre dente, como sobre implante. Para aprimorar a força adesiva química entre remanescente dental e Y-TZP sugere-se a realização de tratamentos de superfície através de jateamento com diferentes partículas, adesão química de agentes de união (silanização), aplicação de primer ou a combinação deles (DELLA BONA 2000 e 2007; GUAZZATO 2005; SATO, DENRYA 2008; ÖZCAN 2008; SOARES 2009; IJIMA, NAMORATTO 2013; REDDY 2014, LUNGH 2015).

Algumas pesquisas revelam que a utilização de cimentação convencional com fosfato de zinco ou ionômero de vidro modificado por resinas é eficaz também em cerâmicas a base de zircônia. Já outros autores optam pelo uso de cimento

resinoso, principalmente aqueles a base de MDP (BLATZ 2003; BEHR 2004; DERAND 2005; PALACIOS, YOSHIDA 2006; VALANDRO 2007; KERN 2009; CASUCCI 2011). Para as diversas formas de cimentação resinosa não há protocolo definido na literatura. A busca por uma cimentação adequada e duradoura ainda é uma questão discutível e que influencia diretamente no sucesso das cerâmicas (YOSHIDA 2006).

O objetivo dessa pesquisa é verificar a rugosidade de superfície da Zirconia Prettau® antes e após contato acentuado com umidade e oscilação de temperatura. Também avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície combinados com diferentes agentes de união em sua cimentação. Apesar da Y-TZP ser a cerâmica de maior resistência atualmente, acredita-se que o contato acentuado com umidade e oscilação de temperatura pode causar degradação em sua superfície. Já sobre o método de cimentação, acredita-se que o método de jateamento não cause microretenções na Y-TZP e não favoreça a cimentação, sendo dispensável.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Há três tipos de zircônia empregados na odontologia segundo à forma cristalográfica: FSZ é totalmente estabilizada na fase cúbica com 8 mol % de Y_2O_3 ; PSZ é parcialmente estabilizada na fase cúbica com MgO ou CaO em proporções variáveis; e TZP é parcialmente estabilizada na fase tetragonal com 3 a 6% em peso de Y_2O_3 . A forma mais utilizada é a Y-TZP por sua alta resistência flexural (KELLY, TASKONAK 2008; CHEVALIER; PALOMINO, BELO 2013).

Dentre as propriedades de interesse da zircônia encontra-se: baixo potencial de corrosão, elevada dureza, resistência ao desgaste, resistência mecânica à fratura, alta biocompatibilidade, estabilidade química, bom contraste radiográfico e tenacidade satisfatória (PALOMINO 2013). Por apresentar essas propriedades, acredita-se que a origem da maioria das falhas clínicas em restaurações *metal-free* está no processo de cimentação ou na sobreposição das camadas de cerâmica (CIUCCIO 2010; RENOW 2011; NAMORATTO 2013).

Os cimentos odontológicos são materiais modeláveis capazes de realizar a união e o selamento entre o material restaurador indireto e a estrutura dental. Eles devem preencher a interface existente entre o dente e a cerâmica, evitando assim alojamento de bactérias ou de fluídos orais, os quais podem levar à recidiva de lesões cariosas. Além disso, os agentes cimentantes também devem conferir retenção e resistência tanto à restauração quanto ao remanescente dentário. Os diversos materiais existentes apresentam características próprias e comportamentos clínicos distintos, portando a manipulação incorreta pode resultar em insucesso da peça protética (NAMORATTO 2013).

Para as cerâmicas à base de zircônia encontra-se indicação do uso de cimentos tradicionais ou resinosos. Para a obtenção de resultados adequados no uso de cimentos resinosos o tratamento de superfície é indicado como forma de aumentar a reatividade química da superfície, porém não há concordância em relação ao tipo de tratamento. Sabe-se que a zircônia é uma cerâmica ácido resistente e não apresenta modificações em sua estrutura quando submetida ao ácido fluorídrico, o qual desempenha apenas função de agente de limpeza nesses casos. Inclusive alguns fabricantes de agentes de união ou cimentos resinosos

contra-indicam o seu uso até mesmo para esse fim. Dessa maneira, os tratamentos mais encontrados para a zircônia é jateamento ou aplicação de agentes de união (BEHR 2004; DELLA BONA 2007; MOLIN 2008; IJIMA, MALHEIRO 2013; COLOMBO 2014; MAHMOODI 2015).

O cimento adequado apresenta características como: insolubilidade no meio bucal, isolante elétrico e mecânico, bom selamento marginal, biocompatibilidade, alta resistência à compressão e à tração, pequena espessura de película, adesão às estruturas dentais e aos materiais restauradores, entre outras características. Apesar da existência de vários cimentos e do desenvolvimento de novos materiais, ainda não há um produto que combine absolutamente todas essas características (RIBEIRO 2007).

O fosfato de zinco é o agente cimentante mais antigo em uso, conseqüentemente é o que mais foi pesquisado ao longo do tempo e por isso serve como padrão de comparação em relação a novos sistemas. Possui uma longa história de sucesso clínico para próteses metálicas, metalo-cerâmicas e cerâmicas. É utilizado principalmente pela sua comprovação científica, baixo custo, técnica de utilização simples e boa resistência à compressão. Apresenta-se na forma de pó (90% de óxido de zinco e 10% de óxido de magnésio) e líquido (aproximadamente 67% de ácido fosfórico, fosfato de alumínio e em alguns casos fosfato de zinco. O restante é composto por água, que tem o papel de controlar a ionização do ácido) (ANUSAVISE 1998; RIBEIRO 2007; NAMORATTO 2013). A reação ácido-base acontece quando o pó reage com o líquido, resultando em reação exotérmica com pH 3,5, com tempo de presa entre 5 a 9 minutos (ANUSAVISE 1998; PAMEIJER 2012).

A espessura da película do cimento de fosfato de zinco é pequena, favorecendo o assentamento final da prótese e limitando o metabolismo de bactérias cariogênicas. Mesmo com diversas características favoráveis, apresenta desvantagens como baixa resistência à tração, acidez alta com possibilidade de causar irritação pulpar e sensibilidade pós-operatória, considerável solubilidade quando exposto ao meio oral, falta de propriedades antibacterianas e não possui adesão química (RIBEIRO 2007; DV 2014).

A retenção de uma restauração cimentada com o fosfato de zinco ocorre graças a sua introdução em pequenas irregularidades da superfície dentária e da restauração caracterizado como união do tipo mecânica, portanto não há interações químicas (NAMORATTO 2013). Mesmo assim, o fosfato de zinco é muito resistente e por isso pode ser usado em regiões sujeitas à alta carga mastigatória. A sua resistência à compressão é de 104 MPa, a resistência à tração diametral é de 5,5 MPa e o módulo de elasticidade é de cerca de 13 GPa. Quando comparado com outros cimentos odontológicos, ele apresenta o maior valor de módulo de elasticidade, porém a sua resistência à tração é a menor. Para manter esses valores é importante que a concentração de água no líquido seja mantida, pois em casos de perda ou ganho ocorre redução da resistência à compressão e à tração do cimento (ANUSAVISE1998; DV 2014).

Na década de 60, o cimento resinoso foi criado a partir de modificações na resina restauradora com consistência e resistência adequada para cimentação (BADINI 2008). É capaz de superar os problemas apresentados por outros agentes, como resistência de união, resistência ao desgaste e infiltração marginal. Possibilitando que a restauração final apresente maior resistência às forças de tração, de compressão e de cisalhamento, bem como a estética necessária (BADINI 2008).

São compostos por fase orgânica e inorgânica. Na porção orgânica encontra-se matriz de Bis-GMA (bisfenol A-metacrilato de glicidila) ou UEDMA (uretano dimetacrilato) em combinação com outros monômeros de baixa viscosidade, como o TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato). Já na fase inorgânica há presença de partículas (vidros com carga metálica) unidas à matriz resinosa por grupos silanos e ainda com a adição de substâncias fotossensíveis iniciadoras de polimerização. Para induzir adesão à dentina foi necessário adicionar monômeros com grupos funcionais hidrofílicos, HEMA (hidroxietil metacrilato) e 4-META (4-metacriloxietil trimelitano anidro). E nos cimentos resinosos duais está presente também o sistema peróxido-amina, responsável pela ativação química da reação de polimerização (NAMORATTO 2013).

Os cimentos resinosos são capazes de aderir ao esmalte dental através de retenções micromecânicas da resina aos cristais de hidroxiapatita, após

condicionamento ácido. A dentina possui uma estrutura fisiologicamente dinâmica e vitalizada, por esse motivo a adesão torna-se mais complexa, envolvendo a penetração de monômeros hidrofílicos através da camada de dentina condicionada e parcialmente desmineralizada. Há relatos que o seu uso diminui a microinfiltração marginal ao decorrer do tempo comparando com cimentos tradicionais, que podem ser solubilizados com maior facilidade (BEHR 2004; MOLIN 2008).

Um fator preocupante com relação aos cimentos resinosos é a espessura, pois apresentam espessura de película maior em relação aos cimentos convencionais e isso pode resultar em assentamento incompleto da peça. É possível manter a espessura dentro dos limites aceitáveis através da execução dos preparos dentais, da fase laboratorial tecnicamente bem executada, da seleção e da manipulação do cimento adequado de acordo com as recomendações dos fabricantes. São cimentos que apresentam resistência à compressão e à tração diametral superiores em relação aos agentes convencionais, com valores entre 100 e 200 MPa e 20 a 50 MPa, respectivamente (PRIMUS 2013).

Encontra-se como vantagens alta resistência e dureza, baixa solubilidade em fluído oral, união micromecânica ao esmalte e à dentina, retenção superior em relação a outros cimentos, possibilidade de seleção da cor do cimento e adesão às estruturas metálicas, resinosas e de porcelana. E como desvantagens alto custo, técnica de manipulação crítica, necessidade de isolamento absoluto durante a cimentação, dificuldade de remoção dos excessos, possibilidade de infiltração marginal e sensibilidade pulpar, espessura da película e curto tempo de trabalho (RIBEIRO 2007).

O tratamento de superfície da cerâmica atua juntamente com o cimento resinoso para obtenção de uma efetiva adesão e estabilidade com o passar do tempo. Diversos métodos têm sido relatados, mas o jateamento com óxido de alumínio é o meio mais comum de limpar, produzir irregularidades e aumentar a área de superfície das pastilhas criando micro retenções, favorecendo o molhamento do cimento e induzindo tanto uma cimentação adesiva quanto uma mecânica (BLATZ 2004; TANAKA 2008). Há várias possibilidades em relação ao tamanho (30, 50, 110 ou 120µm) e tipos de partículas (óxido de alumínio revestido ou não por sílica), além de pressão, distância e tempo de pulverização (DELLA BONA 2015).

Sua vantagem principal é a facilidade de aplicação no ambiente odontológico, porém a indicação ainda é controversa. Alguns autores relatam que apesar da dureza da zircônia, o jateamento é um método capaz de causar micro retenções e favorecer além da cimentação adesiva também a mecânica. Por outro lado, há relatos de que o estresse gerado pelas partículas de óxido de alumínio pode induzir a transformação da fase tetragonal para monocíclica, com aumento volumétrico e formação de microtrincas na superfície da cerâmica, o que pode enfraquecer o material ao longo do tempo. Entretanto, outros autores relatam que microtrincas geradas ao redor do ponto de estresse são satisfatórias diante de um segundo momento de impacto, pois no início da linha da fratura depara-se com as microtrincas, o que faz com que a inicial fratura mude sua direção e conseqüentemente perca a força, impedindo o seu desenvolvimento propriamente dita (CURTIS, ZHANG 2006; WOLFART 2007; THOMPSON 2011; BELO 2013).

Outra opção é o jateamento com óxido de alumínio revestido por sílica que consiste na deposição de óxido de silício sobre a superfície da peça através do impacto das partículas de óxido de alumínio recobertas por sílica, que leva a fusão de uma fina camada de sílica de aproximadamente 15 μm (RIBEIRO 2007; BADINI 2008; SOARES 2009; LUNGH 2015). O silano é uma molécula bifuncional que se apresenta em forma de primer e ativador. É responsável pela formação de uma camada quimicamente compatível tanto com sistema cerâmico hidrofílico (com sílica formando a matriz inorgânica), quanto com a porção hidrofóbica do cimento resinoso (com matriz orgânica contendo vinyl, epoxy e amino). A silicatização é realizada previamente ao uso do silano, pois a quantidade de sílica disponível na zircônia é baixa ou muitas vezes inexistente. Com a pressão do jateamento, partículas de sílica são incorporadas à zircônia através de energia cinética, o que altera a topografia da cerâmica e forma uma camada de sílica, a qual favorece a ligação química entre cerâmica e porção hidrofílica do silano. Durante essa ligação, as moléculas de silano formam silanóis, os quais se unem à sílica presente na cerâmica através de reação de condensação e terminam em uma rede de siloxano (DELLA BONA, OZCAN 2007; MARTINLINNA 2009; CHEN, THOMPSON 2011).

Os primers para metais também são agentes de união utilizados como condicionadores de superfície afim de aumentar adesividade química. Sua base é de vinil-tiona, porém estão disponíveis no mercado com diferentes tipos de monômeros

como VBATDT (vinilbenzil-n-propil amino-triazina-ditiol), MDP (metacriloxidecil di-hidrogênio fosfato) e MEPS (metacrilato tiofosfórico) (BLATZ 2004; TANAKA 2008; BARBOSA 2011; INOKOSHI, KOIZUMI 2012; BELO 2013). A literatura aponta resultados mais promissores com primers ou cimentos contendo MDP, uma vez que essa molécula é a responsável por se unir quimicamente com óxidos metálicos existentes na composição da Y-TZP, porém muitos autores relatam sua eficiência em condições secas e indicam associação com silano para favorecer a cimentação em ambiente úmido (YOSHIDA 2006; TANAKA 2008).

Em contrapartida, Akgungor et.al (2008) relatou em seu estudo que a mistura de primer com MDP e silano perdeu a adesividade após envelhecimento por termociclagem, contudo um resultado melhor pode ser encontrado quando associado essa mistura com jateamento de superfície. Já Barbosa et.al (2011) chegou à conclusão que o primer metal a base de MEPS aumenta a resistência de união tanto com o cimento Relyx U-100, quanto com o Bistite II. Como alternativa, encontra-se também a associação entre o primer Clearfil SE Bond com ativador de porcelana do próprio sistema Kuraray. Pesquisas com o uso de da mistura relatam que a força para o cisalhamento entre a zircônia e o cimento resinoso aumenta, inclusive após envelhecimento por termociclagem, quando comparado a outros tipos de tratamento de superfície (BLATZ 2004; KELLY 2008).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Levando em consideração que os tratamentos de superfície de maior escolha para a Y-TZP são os jateamentos com diversos tamanhos e tipos de partículas ou tratamentos com agentes de união (SOARES 2009), estabeleceu-se a conduta de cimentação apresentada no quadro 1. Para realizar as cimentações foram confeccionadas pastilhas de Y-TZP e dispositivos com incisivo bovino que permitissem realizar testes posteriores para avaliar o desempenho da união.

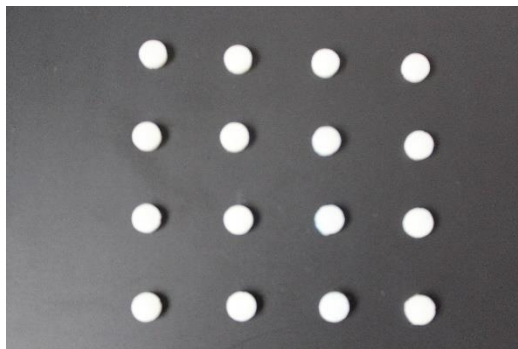
Quadro 1 – Silano (Angelus – Londrina – Paraná – Brasil); Primer Metal Zircônia (Ivoclar Vivadent AG – Schann – Liechtenstein – Suíça); Clearfil Porcelain Bond Activator (Kuraray Noritake Dental Inc - Okayama - Japan)

Grupo	Tratamento	Agente de União	Cimento
GFZ	-	-	Fosfato de Zinco
GRS	Jateamento Rocatec (Óxido de Alumínio 110µm revestido por sílica)	Silano	Panavia F
GAP	Jateamento Óxido de Alumínio 50µm	Primer Metal Zircônia	Panavia F
GAA	Jateamento Óxido de Alumínio 50µm	Clearfil Porcelain Bond Activator	Panavia F
Amostras/Grupo: 12		Total: 48 amostras	

3.1 CONFECÇÃO DAS PASTILHAS

Confeccionou-se 48 pastilhas de zircônia policristal tetragonal incorporada por ítrio (Zirconia Prettau® - Taumax - Curitiba – Paraná - Brasil) com 12 mm de diâmetro e 1,2mm de espessura (Figura 1), de acordo com a norma ISO 6872, através de programa de computador para desenho gráfico e usinagem em equipamento de controle numérico computadorizado de 5 eixos de alta rotação (Zirkonzahn® – Gais – Itália).

Figura 1 – Pastilhas de Y-TZP com 12mm de diâmetro e 1,2mm de espessura



3.2 RANDOMIZAÇÃO

O uso apropriado da randomização impede a existência de influências na seleção das amostras para os diferentes tratamentos e também ajuda consideravelmente a reduzir o risco de diferenças no ambiente experimental. Dessa forma os 48 corpos de prova foram numerados um a um e divididos randomicamente em 4 grupos (n=12), através do site random.org.

3.3 RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE

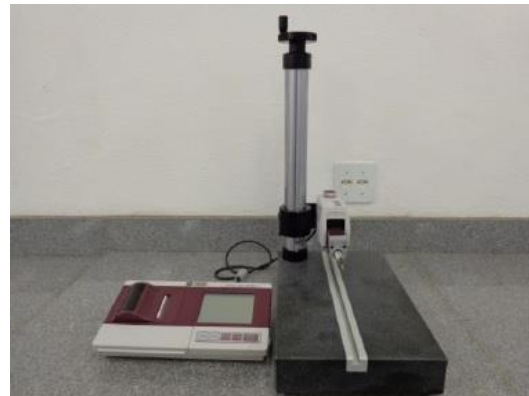
Foram marcados 3 pontos com 120° entre eles através de ponta diamantada esférica 1012 (KG Sorensen – Cotia – São Paulo - Brasil), sendo substituídas a cada 6 espécimes. As pastilhas foram acopladas individualmente em suporte de silicone de condensação (Clonage - DFL – Rio de Janeiro – Brasil) manipulado segundo as recomendações do fabricante e submetida a teste de rugosidade inicial, com uma

medição por ponto demarcado em cada pastilha, obtendo uma média por pastilha (Figura 2). O rugosímetro SurfTest SJ 400 (Mitutoyo America – Aurora – Illinois – EUA - Figura 3) foi calibrado com filtro de medição cut-off de 0,8mm, comprimento total percorrido de 2,4mm e velocidade de leitura de 0,5mm/s. Todas as aferições foram realizadas por um único operador antes e após o tratamento de superfície com jateamento.

Figura 2 – Suporte de silicone de condensação para acoplar a pastilha e realizar o teste de rugosidade de superfície com os parâmetros estipulados



Figura 3 – Rugosímetro utilizado para leitura da rugosidade de superfície das pastilhas (SurfTest SJ 400 - Mitutoyo America - EUA)



3.4 JATEAMENTO

Todas as amostras foram submergidas em cuba ultrassônica (Cristófoli – Campo Mourão – Paraná – Brasil) com água destilada por 5 minutos para limpeza (Figura 4) e passaram por jateamento através de jateador Protécni (Araraquara – São Paulo – Brasil). Conforme o quadro 1 apresentado anteriormente, GFZ não sofreu jateamento, GRS passou por jateamento com sistema Rocatec (3M do Brasil – Sumaré – São Paulo - Brasil) - (BLATZ 2007), GAP e GAA passaram por jateamento com óxido de alumínio 50 μm (BioArt – São Carlos – São Paulo – Brasil) – (BIELEN 2015). O processo de jateamento foi realizado com movimentos circulares para obter uniformidade por toda a pastilha, com pressão de 3 bar, distância de 10mm perpendicular à superfície, por 20 segundos (BOTTINO 2005, LIU 2015) - (Figura 5).

Figura 4 – Aparelho ultrassônico com água destilada e as pastilhas submersas para limpeza



Figura 5 – Pastilha sendo jateada através do jateador Protéctni (Araraquara – São Paulo – Brasil)



3.5 CONFECÇÃO DA AMOSTRA

Quarenta e oito incisivos bovinos de animais Nelore, com cerca de 5 anos de idade e 250kg de peso limpo foram coletados e tratados segundo recomendações do Ministério da Agricultura (SIF 1758). Foram também armazenados em recipiente com Clorexidina 0,21% (Odontofarma – Londrina – Paraná – Brasil – Figura 6) durante 24 horas e lavados em água corrente (Figura 6). As coroas foram seccionadas em formato retangular com 1X1,5cm seguindo o longo eixo do dente e removidas as raízes através de corte méso-distal com disco diamantado (American Burrs – Porto Alegre – RS - Brasil). Os discos foram acoplados em ponta reta de baixa rotação e substituídos a cada 4 dentes seccionados.

Figura 6 – Dentes bovinos submergidos em Clorexidina 0,21% por 24 horas



Os dentes bovinos seccionados foram acoplados em bases de 3cm de altura de cano PVC $\frac{3}{4}$ " polegadas (Tigre – Joinville – Santa Catarina - Brasil) preenchidas com resina acrílica rosa auto polimerizável JET (Clássico - Campo Limpo Paulista – São Paulo – Brasil) proporcionada segundo as recomendações do fabricante. Pequenas porções de cera 7 (Newwax – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro – Brasil) foram colocadas na região vestibular dos dentes bovinos fixando-os em bancada de granito devidamente protegida com isolante para acrílico (Blue Dent – Pirassununga – São Paulo – Brasil). Os canos foram posicionados de modo que a amostra ficasse na região central do mesmo e em seguida verteu-se resina acrílica até o preenchimento completo do cano. Para evitar extravasamento da resina, utilizou-se tiras de cera 7 na interface da bancada com o PVC (Figura 7).

Figura 7 – Cano PVC com a vestibular de incisivo bovino posicionado centralmente para cima e preenchido por resina acrílica rosa auto polimerizável



Após polimerização da resina acrílica, as bases foram removidas da bancada e acopladas no suporte da Politriz Lixadeira Metalográfica PVV também com resina acrílica (Teclago – Itapevi – São Paulo – Brasil – Figura 8), velocidade 550 RPM, com o sequenciamento de lixas d'água de P80, P120 (3M do Brasil – Sumaré – São Paulo – Brasil), A400, A600 (Premier Plus – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro – Brasil) até expor dentina, o que variou de 20 a 60 segundos de acordo com cada incisivo bovino (Figura 9).

Figura 8 – Amostra levada na Politriz Lixadeira Metalográfica PVV para exposição de dentina



Figura 9 – Amostra com dentina e esmalte expostos



Os dentes bovinos acoplados à base de resina acrílica foram limpos com pedra pomes (AAF do Brasil – Ibiporã – Paraná – Brasil), água e escova de Robson CA (Microdont – São Paulo – São Paulo - Brasil) em baixa rotação e em seguida lavados em água corrente. O excesso de água foi removido com algodão, porém sem desidratar dentina (Figura 10).

Figura 10 – Profilaxia com pedra pomes, água e escova Robson



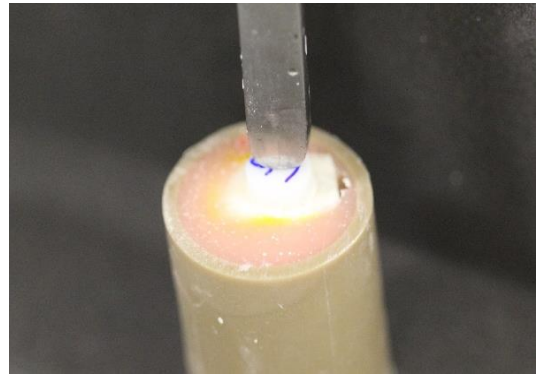
As pastilhas do grupo GFS foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco em temperatura ambiente de 26°C. A manipulação foi realizada em placa de vidro com uma medida de 3 marcas de pó, dividida segundo as recomendações do fabricante, incorporadas com 4 gotas através de espátula 24 (Golgran – São Caetano do Sul – São Paulo – Brasil) até obter uma massa lisa. O cimento foi espalhado por toda superfície da pastilha (Figura 11) que foi posicionada no dente bovino (Figura 12) e um peso circular de ferro de 500g foi colocado em cima da

pastilha para padronizar a espessura da linha de cimento (NEMANE 2015). Após o tempo de presa de 4 minutos, removeu-se o excesso.

Figura 11 – Cimento de fosfato de zinco em toda superfície da pastilha



Figura 12 – Pastilha posicionada na amostra com dente bovino



GRS que passou por jateamento com Rocatec recebeu o agente de união silano. Uma camada foi aplicada, aguardou-se 1 minuto e uma nova camada foi realizada, respeitando as instruções do fabricante. GAP que passou por jateamento com Óxido de Alumínio 50µm recebeu uma camada de Primer Metal Zirconia (Figura 13), aguardou-se 3 minutos, dispensou-se um leve jato de ar e a cimentação foi realizada. GAA que também foi submetido a jateamento com Óxido de Alumínio 50µm recebeu a mistura de 1 gota de Ativador de Porcelana com 1 gota de Primer Clearfil SE Bond e um jato de ar.

Figura 13 – Aplicação do Metal Zircônia na pastilha.



Esses grupos foram cimentadas com cimento resinoso Panavia F. Para isso, a mistura de uma gota de Ed Primer A e uma gota de Ed Primer B foi aplicada na dentina do dente bovino (Figura 14), aguardou-se 60 segundos e um jato de ar rápido foi realizado para remoção de excesso. Duas porções iguais da pasta A e da pasta B do cimento Panavia F foram dispensadas (Figura 15). O sistema apresenta duas marcas de referências nos respectivos tubos e um giro até o encontro das duas marcações permite dispensar porções iguais das duas pastas. A manipulação é realizada até que apresente uma coloração homogênea. Espalhou-se a mistura pela superfície da pastilha, posicionou-a na dentina do dente bovino e aplicou-se Oxyguard II na interface pastilha/dente bovino para evitar o contato do cimento com oxigênio e permitir a polimerização (Figura 16).

Figura 14 – Aplicação da mistura de uma gota de Ed Primer A e uma gota de Ed Primer B no dente bovino

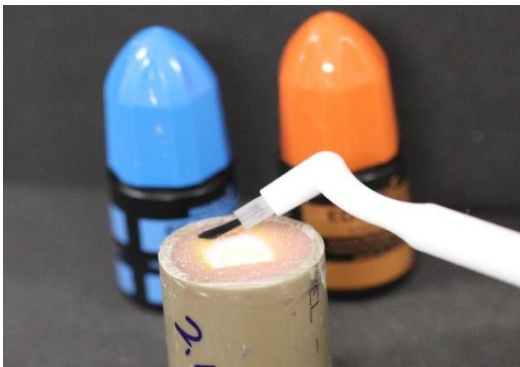


Figura 15 – Proporção da pasta A e pasta B do cimento Panavia F



Figura 16 – Aplicação do Oxyguard II na linha de cimentação, para impedir contato com oxigênio e polimerizar o cimento



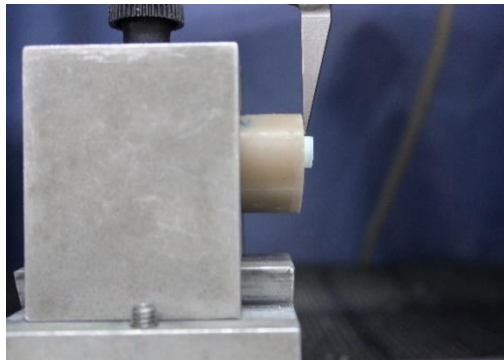
Quadro 2 – Composição dos materiais utilizados na pesquisa

Composição	
Fosfato de Zinco	Pó: Óxido de Zinco, óxido de magnésio, corantes CI 77288, CI 77268, CI 77491. Líquido: Ácido Fosfórico, Hidróxido de Alumínio, Óxido de Zinco, água destilada
Silano	Silano, Dióxido de silano e isopropanol
Primer metal zircônia	Metacrilato do ácido fosfônico, reticulantes de metacrilato em solvente orgânico
Clearfil SE Bond	Primer (Monômero ácido, autocondicionante)/ Bond (Monômero hidrófobo a base de resina adesivo MDP (10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato)
Ativador de Porcelana	Dimetacrilato hidrofóbico aromático, 3 metacriloxiopropil trimetoxi-silano
Panavia F	Pasta A: MDP, Dimetacrilato aromático hidrofóbico, Dimetacrilato alifático hidrofóbico, Dimetacrilato alifático hidrófilo, Silício silanado, Silício coloidal silanado, Alcanforquinona dl, Catalizadores / Pasta B (59% do volume total com partículas que variam de 0,04 a 19 µm) Dimetacrilato aromático hidrofóbico, Dimetacrilato alifático hidrofóbico, Dimetacrilato alifático hidrófilo, Vidrio de bário silanado, Fluoreto de sódio tratado por superfície, catalizadores, aceleradores, pigmentos
Ed primer (panavia)	Líquido A: Metacrilato de 2-hidroxi-etilo (HEMA), MDP, água, N-Metacriloilo-5-ácido aminosalicílico (5-NMSA), aceleradores Líquido B: 5-NMSA, água, catalizadores, aceleradores

3.6 CISALHAMENTO

Após o tempo de presa dos cimentos, as amostras foram armazenadas em água destilada em temperatura ambiente. Após 48 horas, metade das amostras de cada grupo ($n=6$) foram submetidas a teste de cisalhamento por um único operador, através da máquina de ensaio EMIC linha DL-1000 capacidade 10kN (São José dos Pinhais – Paraná - Brasil) com dispositivo próprio em formato de cinzel, acoplada ao software Tesc e ViMaq, configurado com velocidade 1mm/min, trajetória descida, amostra circular de diâmetro 12mm, ruptura com o colapso (deformação 90%) ou fim de curso e dispositivo do próprio fabricante para teste de cisalhamento (Figura 17).

Figura 17 – Máquina de ensaio EMIC linha DL-1000 realizando teste de cisalhamento



3.7 ENVELHECIMENTO POR TERMOCICLAGEM

A outra metade das amostras/grupo ($n=6$) foi armazenada em água destilada em temperatura ambiente por 48 horas e submetida à termociclagem com 5000 ciclos, oscilação de temperatura de 5°C a 55°C (banho frio/ banho quente) com duração de 20 segundos em cada tanque (KORKUT 2011; EHLERS 2015), através da termocicladora Ethik technology (São Paulo - São Paulo – Brasil) – (Figura 18). Após envelhecimento, as amostras passaram por teste de cisalhamento para comparação dos resultados obtidos antes e após termociclagem (Quadro 3).

Quadro 3 – Esquema de divisão das pastilhas e respectivos testes realizados

48 pastilhas			
GFZ – 12 pastilhas	6 pastilhas	CISALHAMENTO	-
	6 pastilhas	TERMOCICLAGEM	CISALHAMENTO
GRS – 12 pastilhas	6 pastilhas	CISALHAMENTO	-
	6 pastilhas	TERMOCICLAGEM	CISALHAMENTO
GAP – 12 pastilhas	6 pastilhas	CISALHAMENTO	-
	6 pastilhas	TERMOCICLAGEM	CISALHAMENTO
GAA – 12 pastilhas	6 pastilhas	CISALHAMENTO	-
	6 pastilhas	TERMOCICLAGEM	CISALHAMENTO

Figura 18 – Pastilhas dispostas na cesta da termocicladora executando oscilação entre banho quente e frio

Duas amostras por grupo, sendo uma antes e outra após a termociclagem, passaram por MEV em microscópio eletrônico Quanta 200 (Fei - Hillsboro – Oregon - EUA) em aumento de 500 vezes, ajustado em baixo vácuo e 20kV, para obtenção de imagens em alta resolução. Inicialmente as amostras foram fixadas com fita dupla face em *stub* e levadas a pulverização de partículas de ouro na metalizadora IC50

(Shimadzu – Quioto – Japão) para formação de camada de 25nm de metal, responsável por conduzir os feixes de elétrons (Figura 19 e 21).

Figura 19 – Metalizadora IC50 para recobrimento com ouro das pastilhas



Figura 20 – Pastilhas fixadas em *stub*, recobertas com ouro e prontas para inserção no microscópio eletrônico de varredura



Figura 21 – Microscópio Eletrônico Quanta 200



4 RESULTADOS

Os dados foram submetidos à análise estatística primeiramente em relação aos grupos jateados. O teste de normalidade Shapiro-Wilk apresentou distribuição normal ($p > 0,05$) somente para alguns grupos. Pela análise de variância com o teste Kruskal-Wallis e pós teste de Student-Newman-Keuls houve diferença estatística entre alguns grupos. E para discriminar o poder do teste foi utilizado ANOVA. Para análise dos dados obtidos pelo teste de cisalhamento antes e após termociclagem, as amostras são consideradas independentes (não pareadas) e com distribuição normal (paramétrico). Shapiro-Wilk foi utilizado como teste de normalidade e distribuição normal para $p > 0,05$. Com ANOVA houve diferença entre os grupos e o teste de Tukey foi utilizado para análises das diferenças entre os grupos.

4.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após análise de variância, o teste Kruskal-Wallis apontou diferença estatística e o pós teste de Student-Newman-Keuls permitiu detectar quais os grupos que apresentaram diferença ($p < 0,05$). As médias de RA antes e depois dos diferentes tipos de jateamento mostrou que GRS não apresenta diferença estatística significativa antes e depois do jateamento, porém GAP e GAA apresentam diferença estatística significativa antes e depois do jateamento mostrando que o jateamento com óxido de alumínio $50\mu\text{m}$ diminui a rugosidade de superfície das pastilhas (Tabela 1).

Tabela 1 – Comparação entre as médias/desvio padrão dos grupos sem e com jateamento

	Sem Jateamento	Com Jateamento
GRS	0.65 / $\pm 0.11^A$	0.85 / $\pm 0.40^A$
GAP	0.60 / $\pm 0.08^A$	0.49 / $\pm 0.10^B$
GAA	0.64 / $\pm 0.10^A$	0.50 / $\pm 0.14^B$

Os valores estão representados por micrômetro (μm). Letras diferentes na horizontal indicam diferença estatística significativa.

Os resultados do GFZ não foram apresentados na tabela acima, pois 5 das 6 pastilhas falharam durante a etapa da termociclagem, por isso essas pastilhas que falharam não foram submetidas ao teste de cisalhamento. Considerar valor zero pode gerar um viés na análise estatística e induzir resultado errôneo.

Na segunda etapa da pesquisa, o teste de cisalhamento permitiu obter valores referente à força (Kgf) suportada pelo cimento utilizado em cada pastilha (Tabela 2). Os valores da força no teste de cisalhamento depois da termociclagem diminuíram em comparação com os valores antes da termociclagem, porém não apresentaram diferença estatística significativa. O mesmo ocorre entre os grupos, porém antes da termociclagem.

Tabela 2 – Comparação entre as médias/desvio padrão dos grupos antes e depois da termociclagem

	Antes da Termociclagem	Depois da Termociclagem
GFZ	2.26/ ±1.81	0.47/ ±1.16
GRS	27.58/ ±9.32 ^{Aa}	17.49/ ±11.96 ^{Aa}
GAP	21.89/ ±7.86 ^{Aa}	16.99/ ±8.40 ^{Aa}
GAA	30.11/ ±11.44 ^{Aa}	15.02/ ±10.34 ^{Aa}

Os valores estão representados por Kgf. Letras maiúsculas iguais indicam que não houve diferença estatística significativa na horizontal. Letras minúsculas iguais significam que não houve diferença estatística significativa na vertical.

4.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

A seguir seguem imagens da primeira etapa da pesquisa para ilustrar a topografia da superfície das pastilhas antes e após envelhecimento por termociclagem.

Figura 22 – Imagem de MEV em aumento de 2000 vezes da pastilha de Y-TZP antes do processo de envelhecimento por termociclagem

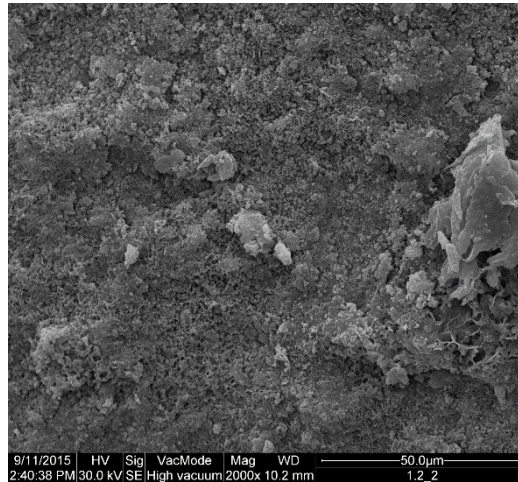
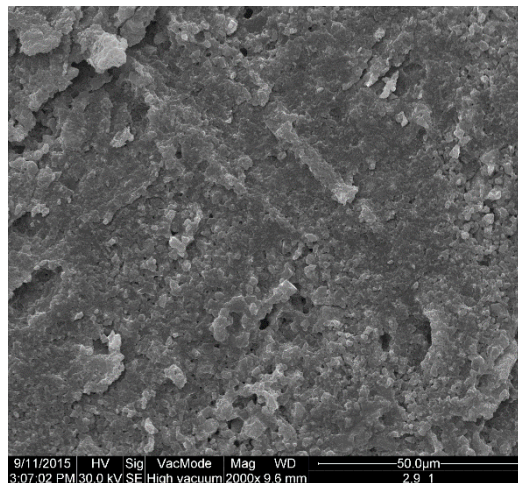


Figura 23 – Imagem de MEV em aumento de 2000 vezes da pastilha de Y-TZP depois do processo de envelhecimento por termociclagem



As próximas imagens são referentes às fraturas coesivas de cimento que ocorreram após o teste de cisalhamento.

Figura 24 – MEV em aumento de 50x do cimento de fosfato de zinco remanescente na pastilha após cisalhamento

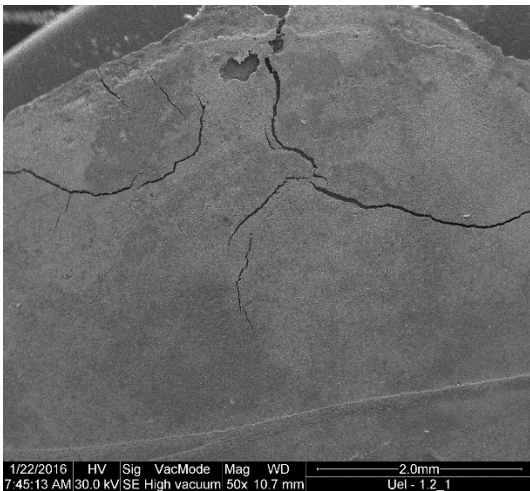


Figura 26 – MEV em aumento de 500x do cimento de fosfato de zinco remanescente na pastilha após termociclagem e cisalhamento

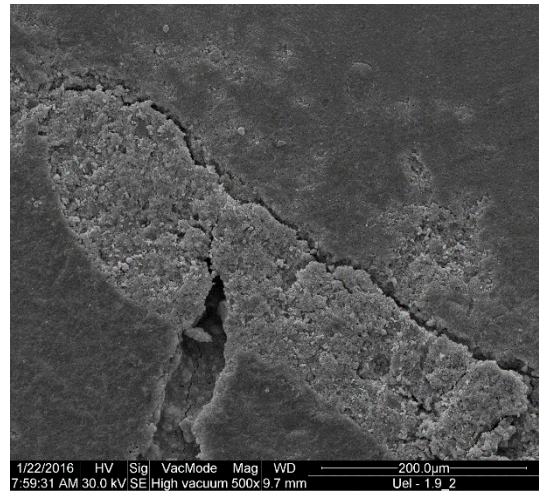


Figura 25 – MEV em aumento de 500x do cimento de fosfato de zinco remanescente na pastilha após cisalhamento

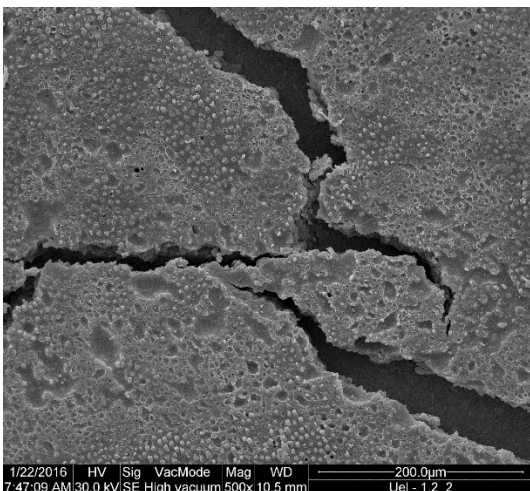


Figura 27 – MEV em aumento de 50x do cimento Panavia F remanescente na pastilha de GRS após cisalhamento

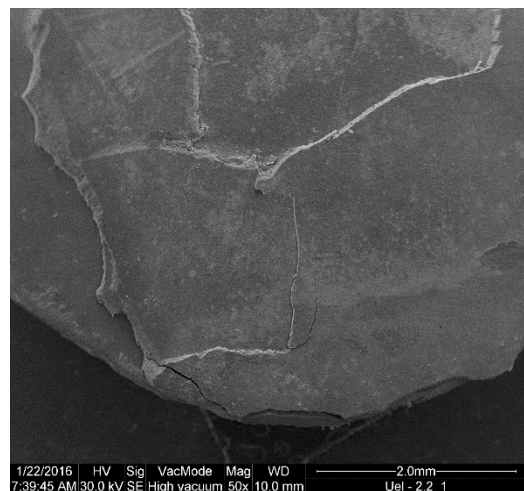


Figura 28 – MEV em aumento de 500x do cimento Panavia F remanescente na pastilha de GRS após cisalhamento

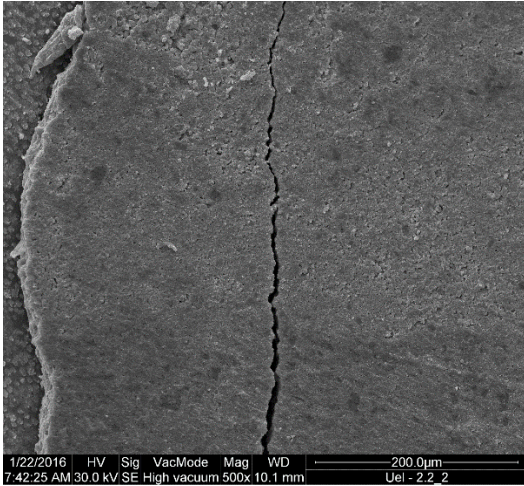


Figura 30 – MEV em aumento de 500x do cimento Panavia F remanescente na pastilha de GRS após cisalhamento e termociclagem

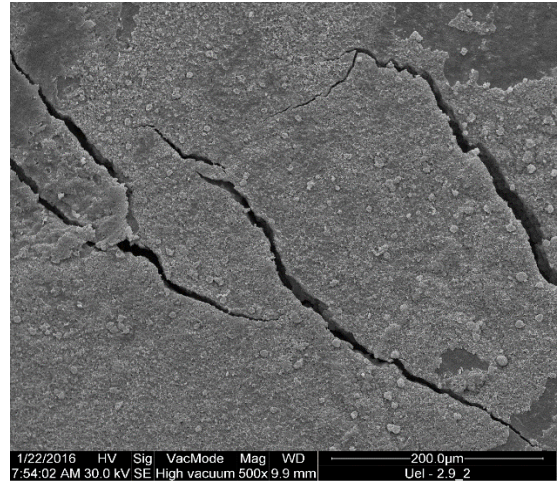


Figura 29 – MEV em aumento de 500x do cimento Panavia F remanescente na pastilha de GAP após termociclagem e cisalhamento

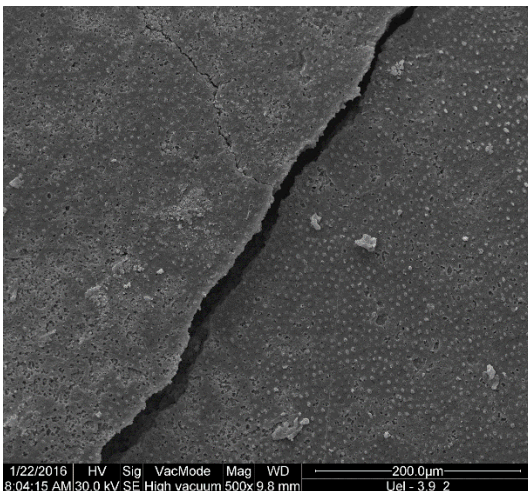
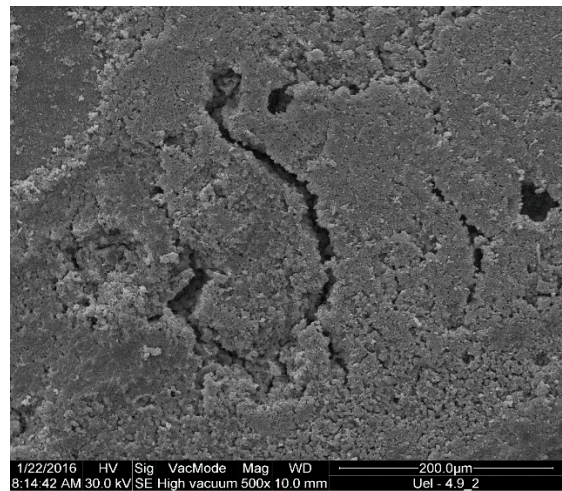


Figura 31 – MEV em aumento de 500x do cimento Panavia F remanescente na pastilha de GAA após termociclagem e cisalhamento



5 DISCUSSÃO

O tratamento de superfície em GRS deixou as pastilhas com maior rugosidade de superfície ($0.85/ \pm 0.40$) corroborando com Papanagiotou et.al (2006). Sabe-se que a Zircônia é uma cerâmica especificamente ácido resistente, por isso óxido de sílica ou óxido de alumínio são partículas normalmente utilizadas para realizar jateamentos na superfície interna da peça (BOTTINO 2005; DELLA BONA 2007). Podem ser realizados com diferentes tamanhos de partículas, portanto o método de execução confere a sua eficiência (BOTTINO 2005; DELLA BONA 2007). Os dois tipos de jateamentos mais citados na literatura atualmente foram utilizados nessa pesquisa, padronizando pressão, distância e tempo de pulverização.

Outros estudos mostram resultados que diferem dessa pesquisa. Sanli et.al (2015) comparou o efeito de diferentes tratamentos de superfície com jateamento (óxido de alumínio $50\mu\text{m}$), primer zircônia (Bisco), glaze cerâmico (Crystall.Glaze spray - Ivoclar-Vivadent), fussion glass-ceramic (Ivoclar-Vivadent) e concluiu que qualquer tratamento é melhor do que o não tratamento, diferindo do atual trabalho em que o óxido de alumínio $50\mu\text{m}$ provocou arredondamento das partículas das pastilhas e não aumentou a área de superfície, portanto pode ser dispensável para a cimentação. Apesar de Sanli et.al ter utilizado jateamento com óxido de alumínio $50\mu\text{m}$ e cimento Panavia F, ele avaliou os efeitos em Vita In-Ceram YZ® e Vita Zahnfabrik®, enquanto essa pesquisa avaliou o comportamento da Zirconia Prettau®. A diferença encontrada entre as pesquisas provavelmente está relacionada com a Y-TZP que foi submetida aos testes.

Por outro lado, Kern et.al (2009) relatou que o jateamento com pressão baixa associada a primers podem minimizar danos à superfície da Y-TZP e aumentar a adesividade, corroborando com outros autores que relacionam o sucesso do jateamento associado a agentes de união e/ou cimentos com monômero funcional específico como o MDP (DERAND 2005; BLATZ, WOLFART 2007). Nessa pesquisa, a rugosidade de superfície inicial advinda do processo de usinagem das pastilhas já é suficiente para favorecer a atuação dos agentes de união primer metal zircônia e ativador de porcelana. Nada pode ser afirmado sobre o silano nesse momento, pois ele teve atuação com as partículas de sílica dispendidas no jateamento com

Rocatec. O próprio fabricante da Zirconia Prettau® relata em bula que o jateamento com óxido de alumínio 50 ou 100µm não é totalmente necessário, servindo apenas como agente de limpeza para receber o glaze ou stain (maquiadores com alta fluorescência).

Na segunda etapa da pesquisa foi proposta a combinação dos tratamentos de superfície (jateamento e agente de união), levando em consideração que há relatos benéficos com associações (DELLA BONA 2000 e 2007; GUAZZATO 2004; SATO 2006; DENRYA 2008; ÖZCAN 2008; SOARES 2009; IJIMA, NAMORATTO 2013; REDDY 2014). Também foi proposto o envelhecimento através de termociclagem, uma vez que é um método capaz de simular o desempenho dos materiais durante um período na cavidade bucal. A ISSO TR 11405 de 1994 preconiza parâmetros de 500 ciclos, temperatura de oscilação entre 5° e 55° com intervalo de 20 segundos entre as trocas. No entanto, o número de ciclo corresponderia a 2 meses de função na boca, o que é considerado pouco para ocorrer problemas na cimentação (PJETURSSON 2007). Por isso, foi realizado 5000 ciclos que corresponderia a aproximadamente 1 ano de atividades (KORKUT 2011).

Os resultados dessa pesquisa não apresentam diferença estatística significativa antes e após termociclagem (Tabela 2). Pode-se afirmar que a rugosidade de superfície após o jateamento não favorece o embricamento mecânico durante a cimentação, por isso a discrepância na análise estatística entre os dados de jateamento e os dados de cisalhamento. Difere-se de Sarmiento et.al (2011) que avaliou a topografia da superfície da Y-TZP através de MEV após 8 tipos de protocolos de jateamento e concluiu que independentemente do tamanho das partículas de óxido de alumínio utilizadas, há ranhuras e lascamentos na superfície da cerâmica considerados favoráveis para embricamento mecânico na cimentação. Apesar de ambas pesquisas apresentarem parâmetros iguais para jateamento no que diz respeito ao tempo e a distância, também valores de pressão muito próximos e utilizar MEV para análise, Sarmiento utilizou a Y-TZP LAVA®. Além dessa diferença, há questionamentos sobre qualquer profundidade de ranhura ser suficiente para favorecer o embricamento mecânico.

Nessa pesquisa pode-se afirmar que os protocolos estabelecidos são aceitáveis para cimentação da Zirconia Prettau® até 1 ano, a não ser pelo grupo

GFZ que teve aproximadamente 83% de falha durante o processo de termociclagem, contrariando em partes Palacios (2006), Blatz (2007) e Della Bona (2007), que indicam o uso de cimentos tradicionais como fosfato de zinco para cimentação de zircônia. Esse alto índice de falha provavelmente aconteceu pela falta de retenção mecânica das pastilhas, o que é primordial para a boa atuação do tradicional cimento de fosfato de zinco.

Em seus respectivos estudos Piwowarczyk (2004), Rippe (2014) e Prylinska-Czyzewska (2015) também chegaram à conclusão que o uso de fosfato de zinco na cimentação da cerâmica zircônia apresenta valores reduzidos para força de cisalhamento, portanto não é possível alcançar adesividade estável principalmente após termociclagem e contradiz pesquisas que indicam o seu uso em facetas cerâmicas (HILGERT 2008). Pela dureza e alta resistência à flexão as facetas de zircônia apresentam menor chance de fratura, porém há maior possibilidade de total desprendimento da peça (ALGHAZZAWI 2012). Há muitas pesquisas sobre extensão de preparo para facetas, mas o fato é que o seu sucesso não pode depender exclusivamente do preparo uma vez que ele é reduzido em comparação ao preparo periférico total. Nessa pesquisa, a grande falha das pastilhas cimentadas com fosfato de zinco após termociclagem impulsiona a contra-indicação em facetas de zircônia.

Com as imagens ilustrativas obtidas por MEV observa-se que o cimento de fosfato de zinco apresenta partículas sólidas mais evidentes (Figura 25) devido ao sistema de mistura pó/líquido. Após cisalhamento comportou-se com maior número de fraturas (Figura 24) do que o cimento resinoso Panavia F (Figura 27), que apresenta partículas mais compactadas devido ao sistema de mistura pasta/pasta. É possível que a mistura pó/líquido incorpore mais partículas de O_2 durante a manipulação e favoreça o acontecimento de fraturas. Entende-se que a força reduzida de cisalhamento é suficiente para causar o maior número de trincas e levar a falha do sistema tradicional.

Após a termociclagem as imagens do cimento Panavia F de GRS, GAP e GAA apresentam partículas desorganizadas (Figura 29,30,31) em relação ao aspecto inicial (Figura 28). Possivelmente a umidade associada à oscilação de temperatura correspondente a um ano de atividade na boca não degrade o cimento,

apenas desorganiza suas partículas, o que já é suficiente para reduzir a força de cisalhamento. Entretanto, a imagem do cimento de fosfato de zinco (Figura 24) mostra que houve menor número de fraturas, isso porque grande parte do cimento foi degradado durante o processo de envelhecimento e o remanescente despreendeu a pastilha com força de cisalhamento reduzida.

Os cimentos resinosos possuem baixa solubilidade ao meio bucal quando comparado com cimentos tradicionais. Aqueles que possuem MDP (Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato) possibilitam aderência dessa molécula com o cálcio existente na camada híbrida residual formada pelo condicionamento da dentina (WOLFART 2007). Já os primers para metal atuam através do grupamento de éster fosfatados que interagem com óxidos metálicos, inclusive com óxido de zircônio (HUMMEL 2004; YOSHIDA 2006; KITAYAMA, MAGNE 2010). Não há concordância na literatura em relação à eficácia dos tratamentos de superfície tanto com jateamentos, quanto com condicionamentos.

Diferentemente de outras marcas comerciais de Y-TZP, a Zirconia Prettau® não sofre degradação de sua superfície após envelhecimento por termociclagem representando 1 ano de uso na cavidade bucal, contrariando a primeira hipótese da pesquisa. No que diz respeito à cimentação, o processo de jateamento não causa aumento na rugosidade de superfície. Os agentes de união atuam de forma semelhantes e possivelmente o jateamento pode contribuir para evitar fratura da Y-TZP em momentos recorrentes de estresse.

Os resultados dessa pesquisa não podem ser extrapolados para coroa total, persistindo então o questionamento sobre a eficiência de cimentação tradicional e resinosa em coroas livre de metal a longo prazo.

6 CONCLUSÃO

Através das análises dessa pesquisa, conclui-se que:

- 1) A Zirconia Prettau® não sofre degradação em sua superfície quando sofre contato acentuado com umidade e oscilação de temperatura durante aproximadamente 1 ano.
- 2) Os grupos GRS, GAP e GAA são protocolos aceitáveis para cimentação da Zirconia Prettau®.
- 3) A própria rugosidade de superfície inicial da Zirconia Prettau® decorrente do processo de usinagem é suficiente para boa atuação dos agentes cimentantes Primer Metal Zirconia e Ativador de Porcelana.
- 4) Cimento de fosfato de zinco é contra-indicado no uso de facetas cerâmicas à base de zircônia.

REFERÊNCIAS

- AKGUNGOR, G.; SEN, D.; AYDIN, M. Influence of diferente surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconiapost and a composite resin core material. **J Prosthet Dent**, v.99, n.5, p.388-99, 2008.
- ALGHAZZAWI, T.F.; LEMONS, J.; LIU, P.R.; ESSING, M.E.; JANOWSKI, G.M. The failure load of CAD/CAM generated and glass-ceramic laminate vanners with different preparation designs. **J Prothet Dent.**, v.108, n.6, p.386-93, 2012.
- ANDREIUOLO,R; GONÇALVES, S.A; DIAS, K.R.H.C. A zircônia na Odontologia Restauradora. **Revista Brasileira de Odontologia**, v.68, n.1, p. 49-53, 2011.
- ANUSAVISE, K. J. Cimentos Odontologicos para Cimentação. In: _____ **Philips, Materiais dentários**, 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 328-344, 1998.
- ATT, W.; KOMINE, F.; GERDS, T.; STRUB, J.R. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. **J Prosthet Dent**, v.101, n.4, p.239-47, 2009.
- BADINI, S.R.G.; et.al. Cimentação adesiva – Revisão de literature. **Revista Odonto**, v. 16, n.32, p.105-115, 2008.
- BARBOSA, W.F.S.; DI FRANCESCANTONIO, M.; AGUIAR, T.R.; CAVALCANTI, A.N.; OLIVEIRA, M.T.; GIANNINI, M. Efeito da aplicação de primers para metal na resistência de união de cimentos resinosos à zircônia. **RPG Rev Pós Grad**, v. 8, n.4, p.224-8, 2011.
- BEHR, M.; ROSENTRITT, M.; REGNET, T.; LANG, R.; HANDEL, G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. **Dent Mater**, v.20, n.2, p.191-7, 2004.
- BELO, Y.D.; SONZA, Q.N.; BORBA, M.; BONA, A.D. Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. **Cerâmica**, v.59, n.351, p.633-9, 2013.
- BEUER, F.; SCHWEIGER, J.; EICHBERGER, M.; KAPPERT, H.F.; GERNET, W.; EDELHOFF, D. High-strength CAD-CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – a new fabricated veneering mode for all-ceramic restorations. **Dent Mater**, v. 25, n.1, p. 121-28, 2009.
- BIELLEN, V.; INOKOSHI, M.; DE MUNCK, J.; FEI, Z.; VANMEENSEL, K.; MINAKUCHI, S.; VLEUGELS, J.; NAERT, I.; VAN MEERBEEK, B. Bonding effectiveness to differently sandblasted dental zirconia. **Journal of adhesive dentistry**, v.17, n.3, p.235-42, 2015.
- BLATZ, M.B.; SADAN, A.; KERN, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. **Journal of Prosthet Dentistry**, v. 89, n.3, p.268-74, 2003.
- BLATZ, M.B.; RICHTER, C.; SADAN, A.; CHICHE, G.J. Critical appraisal. Resin bond to dental ceramics. Part II: high-strength ceramics. **J Esthet Restor Dent.**, v.16, n.5, p.324-8, 2004.

- BLATZ, M.B.; SADAN, A.; MARTIN, J.; LANG, B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. **J Prosthet Dent**, v.91, n.4, p.356-62, 2004.
- BLATZ, M.B.; SWIFT, E.J. Adhesive cementation of high-strength ceramics. **J.Esthet. Restor. Dent.**, v.19, n.5, p.238-9, 2007.
- BOTTINO, M.A.; VALANDRO, L.F.; SCOTTI, R.; BUSO, L. Effect of Surface Treatments on the Resin Bond to Zirconium-Based Ceramic. **Int J Prosthodont**, v. 18, n. 1, p. 60-5, 2005.
- BORBA, M.; ARAUJO, M.D.; FUKUSHIMA, K.A.; YOSHIMURA, P.F.; CESAR, J.A.; GRIGGS, A.; DELLA BONA, A. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. **Dent Mater.**, v.27, n.2, p.710-21, 2011.
- CASUCCI, A.; MONTICELLI, F.; GORACCI, C.; MAZZITELLI, C.; CANTORO, A.; PAPACCHINI, F.; FERRARI, M. Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength. **Dental Materials**, v.27, p.1024-30, 2011.
- CEHRELI, M.C.; KOKAT, A.M. AKCA, K. CAD-CAM Zirconia vs. Slip-cast glass-infiltrated Alumina/ Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. **J. Appl Oral Sci**, v. 17, n.1, p. 49-55, 2009.
- CHEVALIER, J.; GREMILLARD, L. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. **J.Am. Ceram.**, v.92, n.9, p. 1901-20, 2009.
- CHEN, L.; SUH, B.I.; TAY, F.R. Evaluation of silica-coating techniques for zirconia bonding. **J. Dent.**, v.24, n.2, p.79-84, 2011.
- CIUCCIO, R.L.; LUIZ, N.E.; JACOMINI FILHO, A.; PEREIRA, V.A. Análise comparativa de propriedades de cerâmica avançada para aplicações em implantodontia. **Innov. Implant. J., Biomater. Esthet.**, v.5, n.1, p.15-21, 2010.
- COLOMBO, L.M.P.; MATAFORA, F.L.; MORO, A.F.V. Condicionamento de superfícies na Odontologia com plasma de argônio: uma revisão de literatura. **Rev. bras. odontol.**, v. 71, n. 1, p. 85-8, 2014.
- CURTIS, A.R.; WRIGHT, A.J.; FLEMING, G.J. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. **J. Dent.**, v.34, n.3, p.195-206, 2006.
- DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J.; SHEN, C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. **J Adhes Dent.**, v.2, n.4, p. 305-13, 2000.
- DELLA BONA, A.; BORBA, M.; BENETTI, P.; CECCHETTI, D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. **Braz Oral Res.**, v. 21, n. 1, p. 10-5, 2007.
- DELLA BONA, A.; PECHO, O.E.; ALESSANDRETTI, R. Zirconia as a Dental Biomaterial. **Materials**, v.8, n.12, p.4978-4991, 2015.

DENISSEN, H.; DOZIC, A.; ZEL, J.V.D.; WASS, M.V. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain veneered CICERO, CEREC, Procera onlays. **J. Prosthet Dent**, v. 84, n.5, p. 506-15, 2000.

DENRYA, I.; KELLY, JR. State of the art of zircônia for dental applications. **Dent Mater.**, v.24, n.3, p.299-307, 2008.

DERAND, T.; MOLIN, M.; KVAM, K. Bond strength of composite luting cement to zircônia ceramic surfaces. **Dent Mater.**, v.21, n.12, p. 1158-62, 2005.

DV, S.R.; ALLA, R.K.; ALLURI, V.R.; MAKV, R.J. A Review of Conventional and Contemporary Luting Agents Used in Dentistry. **American Journal of Materials Science and Engineering**, v.2, n.3, p.28-35, 2014.

EGILMEZ, F.; ERGUN, G.; CEKIC-NAGAS, I. et.al. Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. **J Mech Behav Biomed Mater.**, v.15, p. 133-40, 2014.

EHLERS, V.; KAMPF, G.; STENDER, E.; WILLERSHAUSEN, B.; ERNST, C.P. Effect of thermocycling with or without 1 year of water storage on retentive strengths of luting cements for zircônia crowns. **Prosthet Dent**, v.113, n.6, p.609-15, 2015.

GIORDANO, R.; MCLAREN, E.A. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, v. 31, n. 9, p. 682-97, 2010.

GOMES, E.A.; ASSUNÇÃO, W.G.; ROCHA, E.P.; SANTOS, P.H. Ceramic in dentistry: current situation. **Ceramic**, v. 54, n.331, p.319-25, 2008.

GUAZZATO, M.; ALBABRY, M.; RINGER, S.P.; SWAIN, M.V. Strength fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dental Mater.**, v.20, n.5, p.449-56, 2004.

GUAZZATO, M.; QUACH, L.; ALBAKRY, M.; Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. **J Dent**, v.33, p.9-18, 2005.

HILGERT, L.; EDEHOFF, D.; MONTEIRO JR, S.; CLOVIS, L.; A escolha do agente cimentante para restaurações cerâmicas. **Internation Journal of Brazilian Dentistry**, v. 5, n.2, p.194-205, 2009.

HUANG, S; ZHANG, B; HUANG, Z; GAO, W; CAO, P. Crystalline phase formation microstructure and mechanical properties of a lithium disilicate glass-ceramic. **Journal of Materials Science**, v. 48, n. 1, p. 251-7, 2013.

HUMMEL, M.; KERN, M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. **Dent Mater.**, v.20, n.5, p. 498-508, 2004.

IJIMA, T.; HOMMA, S.; SEKINE, H.; SASAKI, H. et.al. Influence of surface treatment of yttria-stabilized tetragonal zircônia polycrystal with hot isostatic pressing on cyclic fatigue strength. **Dental Materials Journal**, v. 32, n.2, p. 274-280, 2013.

INOKOSHI, M.; KAMEYAMA, A.; DE MUNCK, J.; MINAKUCHI, S.; VAN MEERBEEK, B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. **J Dent**, v.41, n.2, p.170-9, 2012.

JOO, L.O.; CARNES, D.L.; BESSHO, K. Evaluation of titanium plasma-sprayed and plasma-sprayed hydroxyapatite implants in vivo. **Biomaterials**, v. 25, n.28, p.4601-6, 2004.

KELLY, J.R.; DENRY, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. **Dent. Mater.**, v.24, p.289-98, 2008.

KERN, M.; BARLOI, A.; YANG, B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. **J. Dent. Res.**, v.88, n.9, p. 817-22, 2009.

KITAYAMA, S. NIKAIDO, T., TAKAHASHI, R. et.al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zircônia ceramic. **Dental Materials**, v.26, n.5, p. 426-32, 2010.

KOIZUMI, H.; NAKAYAMA, D.; KOMINE, F.; BLATZ, M.B.; MATSUMURA, H. Bonding of resin-based luting cements to zircônia with and without the use of ceramic priming agentes. **J Adhes Dent**, v.14, n.4, p.385-92, 2012.

KORKUT, L.; COTERT, H.S.; KURTULMUS, H. Marginal, internacional fit and microleakage of zircônia infrastructures: An in-vitro study. **Operative Dentistry**, v.36, n.1, p.72,79, 2011.

LIU, P.R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. **Compedium**, v.26, n.7, p.507-13, 2005.

LIU, D.; TSOJ, J.K.; MATINLINNA, J.P.; WONG, H.M. Effects of some chemical surface modifications on resin zircônia adhesion. **J. Mech Behav Biomed Mater**, v.46, p.23-30, 2015.

LUNG, C.Y.; MATINLINNA, J.P. Silica coating of zircônia by silicone nitride hydrolysis on adhesion promotion of resin to zircônia. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appli**, v.46, n.1, p.103-10, 2015.

MAGNE, P.; PARANHOS, M.P.G.; BURNETT JR, L.H. New zircônia primer improves bond strength of resin-based cements. **Dental Materials**, v.26, n.4, p.345-52, 2010.

MAHMOODI, N.; HOOSHMAND, T.; HEIDARI, S.; KHOSHRO, K. Effect of sandblasting, sílica coating, and laser treatment on the microtensile bond strength of a dental zircônia ceramic to resin cements. **Lasers in Medical Science**, v.30, n.138, p.1-7, 2015.

MALHEIROS, A.S.; FIALHO, F.P.; TAVAREZ, R.R.J. Cerâmicas ácido resistentes: a busca por cimentação resinosa adesiva. **Cerâmica**, v.59, p.124-8, 2013.

MARTINLINNA, J.P.; LASSILA, L.V.J.; PEKKA, K.V. Pilot evaluation of resin composite cement adhesive to zircônia using a novel silane system. **Acta Odontologica Scandinavica**, v.65, n.1, p.44-51, 2009.

- MOLIN, M.K.; KARLSSON, S.L. Five-year clinical prospective evaluation of zircônia-based Denzir 3-uit FDPs. **Int J Prosthodont**, v.21, n.3, p.223-7, 2008.
- NAMORATTO, L.R.; FERREIRA, R.S.; LACERDA, R.A.V.; SAMPAIO FILHO, H.R.; RITTO, F.P. Cimentação em cerâmicas: evolução dos procedimentos convencionais e adesivos. **Revista brasileira de odontologia**, v.70, n.2, p.142-7, 2013.
- NEMANE, V.; RAVIKUMAR, S.A.; SURESH, M. The effect of various finish line configurations on the marginal seal and occlusal discrepancy of cast full crowns after cementation – an in-vitro study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, v. 9, n.8, p.18-21, 2015.
- ÖZCAN, H.N.; VALANDRO, L.F. Effect of Various Surface Conditioning Methods on the Adhesion of Dual-cure Resin Cement with MDP Functional Monomer to Zirconia after Thermal Aging Mutlu. **Dental Materials Journal**, v.27, n.1, p.99-104, 2008.
- PALACIOS, R.P.; JOHNSON, G.H.; PHILLIPS, K.M.; RAIGRODSKI, A.J. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. **The journal of prosthetic dentistry**, v.96, n.2, p.104-14, 2006.
- PALOMINO, D.M.E; HERNEY, G.R. Cementación de estructuras para prótesis parcial fija en zirconia. **Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia**, v.24, n.2, p. 321-335, 2013.
- PAMEIJER, C.H. A review of luting agentes. **International Journal of Dentistry**, v.2012, p.1-7, 2012.
- PAPANAGIOTOU, H.P.; MORGANO, S.M.; GIORDANO, R.A.; POBER, R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. **J. Prosthet. Dent.**, v.96, n.3, p.154-64, 2006.
- PIWOWARCZYK, A.; LAUER, H.C.; SORENSEN, J.A. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. **J Prosthet Dent**, v.92, p.265–72, 2004.
- PJETURSSON, B.E.; SAILER, I.; ZWAHLEN, M.; HAMMERLE, C.H. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metalceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. **Clin Oral Implants Res**, v.18, n.3, p. 73-85, 2007.
- PRIMUS, C. Cimentos dentários. In: **ANUSAVICE, Kenneth J.; SHEN, Chiayi; RAWLS, H. Ralph (Org). Phillips materiais dentários**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, cap.14, p.307-39, 2013.
- PRYLINSKA-CYZEWSKA, A.; PIOTROWSKI, P.; PRYLINSKI, M.; DOROCCA-BOBKOWSK, B. Various cements and their effects on bond strength of zirconia ceramic to enamel and dentin. **The International Journal of Prosthodontics**, v.28, n.3, p.279-81, 2015.

REDDY, S.M.; VIJITHA, D.; DEEPAK, T.; BALASUBRAMANIAN, R.; SATISH, A. Evaluation of shear bond strength of zirconia bonded to dentin after various surface treatments of zirconia. **J Indian Prosthodont Soc**, v.14, n.1, p.38-41, 2014.

RENEW, E.D.; SILVA, N.R.F.A.; COELHO, P.G.; ZHANG, Y.; GUESS, P.; THOMPSON, V.P.; Performance of dental ceramic: challenges for improvements. **Critical reviews in Oral Biology & Medicine**, v.9, n.8, p. 937-52, 2011.

RIBEIRO, C.M.B.; LOPES, M.W.F.; FARIAS, A.B.L.; CABRAL, B.L.A.L.; GUERRA, C.M.F. Cimentação em prótese: procedimentos convencionais e adesivos. **International journal of dentistry**, v.6, n.2, p. 58-62, 2007.

RIPPE, M.P.; AMARAL, R.; OLIVEIRAS, F.S.; CESAR, P.F.; SCOTTI, R.; VALANDRO, L.F.; BOTTINO, M.A. Evaluation of tensile retention of Y-TZP crowns cemented on resin composite cores: effect of the cement and Y-TZP surface conditioning. **Oper Dent**, v.40, n.1, p.1-10, 2014.

SANLI, S.; COMLEKGOGLU, M.D.; COMLEKGLU, E.; SONUGELEN, M.; PAMIR, T.; DARVELL, B.W. Influence of surface treatment on the resin-bonding of zirconia. **Dental materials**, v.31, n.6, p.657-68, 2015.

SARMENTO, J.P.B.; CAMPOS, F.; SOUSA, R.S.; ALVES, M.L.L.; MACHADO, J.P.B.; SOUZA, R.O.A. Influência de protocolos de jateamento na rugosidade da superfície de uma cerâmica de zirconia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria. **Pesq Bras Odontoped Clin Integr**, v.11, n.2, p.231-8, 2011.

SATO, H.; YAMASHITA, D.; BAN, S. Structural change of zirconia surfaces by sandblasting and heat treatments. **J Dent Mater**, v.25, p.338-43, 2006.

SOARES, E.S.; SILVA, J.V.P.; NEPELENBROEK, K.H.; JORGE, J.H.; URGAN, V.M. Tratamento de superfície de cerâmica pura para cimentação com cimentos resinosos. **Revista de Odontologia da UNESP**, v.38, n.3, p.154-160, 2009.

SUNDH, A.; MOLIN, M.; SJORGREN, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. **Dent Mater.**, v.21, n.5, p. 476-82, 2005.

TANAKA, R.; FUJISHIMA, A.; SHIBATA, Y.; MANABE, A.; MIYAZAKI, T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia, **J. Dent. Res.**, v.87, n.7, p.666-70, 2008.

TASKONAK, B.; YAN, J.; MECHOLSKY, J.J.; SERTGOZ, A.J.; KOCAK, A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. **Dent. Mater.**, v. 24, n.8, p.1077-82, 2008.

THOMPSON, J.Y.; STONER, B.R.; PIASCIK, J.R.; SMITH, R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? **Dent. Mater.**, v.27, n.1, p.71-82, 2011.

VALANDRO, L.F.; OZCAN, M.; AMARAL, R.; LEITE, F.P.; BOTTINO, M.A. Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. **Int J Prosthodont.**, v. 20, n.1, p. 70-2, 2007.

WOLFART, M.; LEHMANN, F.; WOLFART, S.; KERN, M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. **Dent Mater**, v.23, n.1, p.45-50, 2007.

YOSHIDA, K.; TSUO, Y.; ATSUTA, M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler, **J. Biomed. Mater. Res. B: Appl. Biomater.**, v.77, n.1, p.28 -33, 2006.

ZARONE, F.; RUSSO, S.; SORRENTINO, R. From porcelainfused-to-metal to zircônia: Clinical and experimental considerations. **Dent Mater**, v.27, n.1, p.83-96, 2011.

ZHANG, Y.; LAWN, B.R.; MALAMENT, K.A. VAN THOMPSON, P.; REKOW, E.D. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. **Int. J. Prosthodont.**, v.19, n.5, p.442-8, 2006.

APÊNDICES

APÊNDICE A
Materiais Utilizados na Pesquisa

Quadro 4 – Informações referente aos materiais utilizados na pesquisa

Material	Fabricante	Lote	Validade
Acrílico Auto Polimerizante JET	Clássico - Campo Limpo Paulista – São Paulo – Brasil	-	Fev/ 2015
Cano PVC ¾	Tigre – Joinville – Santa Catarina – Brasil	E017074700	Fab. 11/14
Cera 7	Newwax – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro – Brasil	14090	Out/2019
Cimento de Zinco claro	SS White – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro – Brasil	0620914	Set/2019
Cimento de Zinco Líquido	SS White – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro – Brasil	0020115	Jan/2020
Clearfil Porcelain Bond Ativador	Kuraray Noritake Dental Inc. – Okayama – Japão	0284AA	Abril/2016
Clearfil SE Bond Primer	Kuraray Noritake Dental Inc. – Okayama – Japão	01249 ^a	Mar/ 2017
Digluconato de Clorexidina 0,12%	Odontofarma – Londrina – Paraná – Brasil	7683-0	Dez/2015
Escova de Robson CA	Microdont	-	Indeterminado
Isolante para acrílico 500ml	Blue Dent – Pirassununga – São Paulo – Brasil	28500	Out/2019
Lixa d'água P80 231Q	3M do Brasil – Sumaré – São Paulo - Brasil	-	Jan/2016
Lixa d'água P120 201QL	3M do Brasil – Sumaré – São Paulo - Brasil	-	Jan/2016
Lixa d'água A400 21F	Premier Plus – Brasil	-	Jan/2016

Lixa d'água A600 31F	Premier Plus – Brasil	-	Jan/2016
Metal/Zirconia Primer	Ivoclar Vivadent AG – Schann – Liechtenstein – Suíça	T28760	Jan/2017
Microbrush	KG Sorensen – Cotia – São Paulo – Brasil	008368	Indeterminada Fab. Out/2014
Óxido de Alumínio 50 µm pó jateamento	BioArt – São Carlos – São Paulo – Brasil	24935	Indeterminada Fab. Jun/2013
Panavia F Light	Kuraray Noritake Dental Inc. – Okayama – Japão	051243	Jun/2016
Pedra Pomes	AAF do Brasil – Ibiporã – Paraná – Brasil	004/15	Jan/2017
Ponta diamantada esférica 1012	KG Sorensen – Cotia – São Paulo – Brasil	003259	Jul/2019
Rocatec plus 110 µm pó jateamento 200gr	3M do Brasil – Sumaré – São Paulo - Brasil	539858	Jan/2018
Silano	Angelus – Londrina – Paraná – Brasil	34089	Jan/2017
Silicone de condensação clonagem (catalisador)	DFL – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro – Brasil	1500704	Mar/2018
Silicone de condensação clonagem (denso)	DFL – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro – Brasil	1404707	Mar/2018

APÊNDICE B
Metodologia

Quadro 5 – Média dos 3 pontos aferidos por pastilha dos valores de rugosidade de superfície em micrômetro (μm) antes (AJ) e depois (DJ) do jateamento

Média/Pastilha (μm)		<i>G1_sem Jat</i>	Média/Pastilha (μm)		<i>G2_sem Jat</i>	<i>G2_com Jat</i>
Pastilha 1.1		0,95	Pastilha 2.1		0,71	0,59
Pastilha 1.2		0,55	Pastilha 2.2		0,68	1,67
Pastilha 1.3		0,61	Pastilha 2.3		0,59	0,55
Pastilha 1.4		1,07	Pastilha 2.4		0,58	0,94
Pastilha 1.5		0,76	Pastilha 2.5		0,77	1,26
Pastilha 1.6		0,96	Pastilha 2.6		0,8	0,58
Pastilha 1.7		0,87	Pastilha 2.7		0,76	0,62
Pastilha 1.8		0,96	Pastilha 2.8		0,81	0,60
Pastilha 1.9		0,61	Pastilha 2.9		0,49	1,54
Pastilha 1.10		0,69	Pastilha 2.10		0,54	0,60
Pastilha 1.11		0,7	Pastilha 2.11		0,54	0,62
Pastilha 1.12		0,66	Pastilha 2.12		0,63	0,64
Média/Pastilha (μm)	<i>G3_sem Jat</i>	<i>G3_com Jat</i>	Média/Pastilha (μm)		<i>G4_sem Jat</i>	<i>G4_com Jat</i>
Pastilha 1.1	0,49	0,43	Pastilha 2.1		0,54	0,59
Pastilha 1.2	0,63	0,60	Pastilha 2.2		0,59	0,44
Pastilha 1.3	0,57	0,46	Pastilha 2.3		0,66	0,42
Pastilha 1.4	0,72	0,47	Pastilha 2.4		0,53	0,48
Pastilha 1.5	0,70	0,45	Pastilha 2.5		0,91	0,94
Pastilha 1.6	0,57	0,53	Pastilha 2.6		0,68	0,46
Pastilha 1.7	0,63	0,45	Pastilha 2.7		0,56	0,50
Pastilha 1.8	0,58	0,44	Pastilha 2.8		0,70	0,44
Pastilha 1.9	0,55	0,40	Pastilha 2.9		0,57	0,46
Pastilha 1.10	0,60	0,50	Pastilha 2.10		0,66	0,41

Pastilha 1.11	0,76	0,79	Pastilha 2.11	0,63	0,44
Pastilha 1.12	0,47	0,46	Pastilha 2.12	0,68	0,46

Quadro 6 – Teste de cisalhamento representado pela força em Kgf antes (AT) e depois (DT) da termociclagem

Pastilhas	AT	Pastilhas	DT
G.1.1	5.04	G.1.7	2.85
G.1.2	1.45	G.1.8	Falhou
G.1.3	0.49	G.1.9	Falhou
G.1.4	1.34	G.1.10	Falhou
G.1.5	1.25	G.1.11	Falhou
G.1.6	4.01	G.1.12	Falhou
G.2.1	19.57	G.2.7	5.54
G.2.2	20.3	G.2.8	17.19
G.2.3	44.49	G.2.9	19.04
G.2.4	22.88	G.2.10	37.39
G.2.5	27.60	G.2.11	21.04
G.2.6	30.65	G.2.12	4.77
G.3.1	21.65	G.3.7	22.42
G.3.2	34.88	G.3.8	10.72
G.3.3	14.44	G.3.9	21.06
G.3.4	26.95	G.3.10	21.37
G.3.5	18.54	G.3.11	2.71
G.3.6	14.93	G.3.12	23.68
G.4.1	26.68	G.4.7	7.30
G.4.2	51.62	G.4.8	19.73
G.4.3	20.66	G.4.9	4.04
G.4.4	25.24	G.4.10	15.09
G.4.5	33.74	G.4.11	32.84
G.4.6	22.72	G.4.12	11.13

APÊNDICE C
Análise Estatística

Quadro 7 – Análise descritiva dos dados obtidos com aferição da rugosidade de superfície antes e após jateamento

	- 1 - G1_sem Jat	- 2 - G2_sem Jat	- 3 - G2_com Jat	- 4 - G3_sem Jat	- 5 - G3_com Jat	- 6 - G4_sem Jat	- 7 - G4_com Jat
Tamanho da amostra	12	12	12	12	12	12	12
Mínimo	0.5500	0.4900	0.5500	0.4700	0.4000	0.5300	0.4100
Máximo	1.0700	0.8100	1.6700	0.7600	0.7900	0.9100	0.9400
Amplitude Total	0.5200	0.3200	1.1200	0.2900	0.3900	0.3800	0.5300
Mediana	0.7300	0.6550	0.6200	0.5900	0.4600	0.6450	0.4600
Primeiro Quartil (25%)	0.6475	0.5700	0.5975	0.5650	0.4475	0.5675	0.4400
Terceiro Quartil (75%)	0.9525	0.7625	1.0200	0.6475	0.5075	0.6800	0.4850
Desvio Interquartilico	0.3050	0.1925	0.4225	0.0825	0.0600	0.1125	0.0450
Média Aritmética	0.7825	0.6583	0.8508	0.6058	0.4983	0.6425	0.5033
Variância	0.0296	0.0125	0.1664	0.0077	0.0111	0.0106	0.0211
Desvio Padrão	0.1721	0.1116	0.4079	0.0880	0.1056	0.1029	0.1452
Erro Padrão	0.0497	0.0322	0.1177	0.0254	0.0305	0.0297	0.0419
Coeficiente de Variação	21.99%	16.95%	47.94%	14.52%	21.18%	16.01%	28.86%

Resultados

H = 36.8980

Graus de liberdade = 6

(p) Kruskal-Wallis = 0.0000

R 1 (posto médio) =63.5000

R 2 (posto médio) =50.4583

R 3 (posto médio) =55.6667

R 4 (posto médio) =42.5417

R 5 (posto médio) =19.3750

R 6 (posto médio) =47.7083

R 7 (posto médio) =18.2500

Comparações Student-Newman-Keuls	Dif. Postos	p-valor
Grupos (1 e 2) =	13.0417	0.1903
Grupos (1 e 3) =	7.8333	0.4315
Grupos (1 e 4) =	20.9583	0.0353
Grupos (1 e 5) =	44.1250	< 0.0001
Grupos (1 e 6) =	15.7917	0.1128
Grupos (1 e 7) =	45.2500	< 0.0001
Grupos (2 e 3) =	5.2083	0.6010
Grupos (2 e 4) =	7.9167	0.4266
Grupos (2 e 5) =	31.0833	0.0018
Grupos (2 e 6) =	2.7500	0.7824
Grupos (2 e 7) =	32.2083	0.0012
Grupos (3 e 4) =	13.1250	0.1875
Grupos (3 e 5) =	36.2917	0.0003

Grupos (3 e 6) =	7.9583	0.4242
Grupos (3 e 7) =	37.4167	0.0002
Grupos (4 e 5) =	23.1667	0.0200 *
Grupos (4 e 6) =	5.1667	0.6039
Grupos (4 e 7) =	24.2917	0.0147
Grupos (5 e 6) =	28.3333	0.0044
Grupos (5 e 7) =	1.1250	0.9101
Grupos (6 e 7) =	29.4583	0.0031 *

→ PODER DO TESTE

F tests - ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input: Effect size f = 0.1238498
 α err prob = 0.05
 Power (1- β err prob) = 0.95
 Number of groups = 7

Output: Noncentrality parameter λ = 21.0447965
 Critical F = 2.1052122
 Numerator df = 6
 Denominator df = 1365
 Total sample size = 1372
 Actual power = 0.9509424

→ ANOVA

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	7	4800.4581	685.780
Blocos	5	230.071	46.014

Erro 35 2796.547 79.901

F (tratamentos) = 8.5828

p (tratamentos) = < 0.0001

F (blocos) = 0.5759

p (blocos) = 0.7203

Médias (tratamentos):

Média (Coluna 1) = 2.2633

Média (Coluna 2) = 0.4750

Média (Coluna 3) = 27.5817

Média (Coluna 4) = 17.4950

Média (Coluna 5) = 21.8983

Média (Coluna 6) = 16.9933

Média (Coluna 7) = 30.1100

Média (Coluna 8) = 15.0217

→ Tukey Q(p)

Médias (1 a 2) = 0.4901 ns

Médias (1 a 3) = 6.9380 < 0.01 *

Médias (1 a 4) = 4.1739 ns

Médias (1 a 5) = 5.3806 < 0.05 *

Médias (1 a 6) = 4.0365 ns

Médias (1 a 7) = 7.6308 < 0.01 *

Médias (1 a 8) = 3.4962 ns

Médias (2 a 3) = 7.4280 < 0.01

Médias (2 a 4) = 4.6640 < 0.05

Médias (2 a 5) = 5.8706 < 0.01

Médias (2 a 6) =	4.5265	ns
Médias (2 a 7) =	8.1209	< 0.01
Médias (2 a 8) =	3.9862	ns
Médias (3 a 4) =	2.7641	ns
Médias (3 a 5) =	1.5574	ns
Médias (3 a 6) =	2.9015	ns
Médias (3 a 7) =	0.6928	ns
Médias (3 a 8) =	3.4418	ns
Médias (4 a 5) =	1.2066	ns
Médias (4 a 6) =	0.1375	ns
Médias (4 a 7) =	3.4569	ns
Médias (4 a 8) =	0.6778	ns
Médias (5 a 6) =	1.3441	ns
Médias (5 a 7) =	2.2502	ns
Médias (5 a 8) =	1.8844	ns
Médias (6 a 7) =	3.5944	ns
Médias (6 a 8) =	0.5403	ns
Médias (7 a 8) =	4.1347	ns

→PODER DO TESTE

F tests - ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input:

Effect size f	=	10.0012198
α err prob	=	0.05
Power (1- β err prob)	=	0.95
Number of groups	=	8

Output: Noncentrality parameter λ = 1600.39

Critical F	= 3.5004639
Numerator df	= 7
Denominator df	= 8
Total sample size	= 16
Actual power	= 1.0000000

Quadro 8 – Análise descritiva dos dados obtidos nos testes de cisalhamento antes (AT) e depois (DT) da termociclagem

	- 1 - G1_AT	- 2 - G1_DT	- 3 - G2_AT	- 4 - G2_DT	- 5 - G3_AT	- 6 - G3_DT	- 7 - G4_AT	- 8 - G4_DT
Tamanho da amostra =	6	6	6	6	6	6	6	6
Mínimo	0.4900	0.0000	19.5700	4.7700	14.4400	2.7100	20.6600	4.0400
Máximo	5.0400	2.8500	44.4900	37.3900	34.8800	23.6800	51.6200	32.8400
Amplitude Total	4.5500	2.8500	24.9200	32.6200	20.4400	20.9700	30.9600	28.8000
Mediana	1.3950	0.0000	25.2400	18.1150	20.0950	21.2150	25.9600	13.1100
Primeiro Quartil (25%)	1.2725	0.0000	20.9450	8.4525	15.8325	13.3050	23.3500	8.2575
Terceiro Quartil (75%)	3.3700	0.0000	29.8875	20.5400	25.6250	22.1575	31.9750	18.5700
Desvio Interquartilico	2.0975	0.0000	8.9425	12.0875	9.7925	8.8525	8.6250	10.3125
Média Aritmética	2.2633	0.4750	27.5817	17.4950	21.8983	16.9933	30.1100	15.0217
Variância	3.2893	1.3538	86.9244	143.1412	61.9135	70.6443	131.0507	107.0065
Desvio Padrão	1.8136	1.1635	9.3233	11.9642	7.8685	8.4050	11.4477	10.3444
Erro Padrão	0.7404	0.4750	3.8062	4.8843	3.2123	3.4313	4.6735	4.2231
Coeficiente de Variação	80.13%	244.95 %	33.80%	68.39%	35.93%	49.46%	38.02%	68.86%

Quadro 9 – Teste de normalidade Shapiro-Wilk ($p > 0,05$) com amostras independentes (não pareadas) e com distribuição normal (paramétrico)

Resultados	- 1 - G1_AT	- 2 - G1_DT	- 3 - G2_AT	- 4 - G2_DT	- 5 - G3_AT	- 6 - G3_DT	- 7 - G4_AT	- 8 - G4_DT
Tamanho da amostra	6	6	6	6	6	6	6	6
Média	2.2633	0.4750	27.5817	17.4950	21.8983	16.9933	30.1100	15.0217
Desvio padrão	1.8136	1.1635	9.3233	11.9642	7.8685	8.4050	11.4477	10.3444
W	0.8370	0.4963	0.8609	0.9078	0.9106	0.7987	0.8164	0.9341
p	0.1435	0.0070	0.2382	0.4238	0.4352	0.0640	0.0873	0.5604

TABELA DA ANOVA

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	7	4800.4581	685.780
Blocos	5	230.071	46.014
Erro	35	2796.547	79.901

F (tratamentos) = 8.5828

p (tratamentos) = < 0.0001

F (blocos) = 0.5759

p (blocos) = 0.7203

Médias (tratamentos):

Média (Coluna 1) = 2.2633

Média (Coluna 2) = 0.4750

Média (Coluna 3) = 27.5817

Média (Coluna 4) = 17.4950

Média (Coluna 5) = 21.8983

Média (Coluna 6) = 16.9933

Média (Coluna 7) = 30.1100

Média (Coluna 8) = 15.0217

Tukey	Q	(p)
Médias (1 a 2) =	0.4901	ns
Médias (1 a 3) =	6.9380	< 0.01 *
Médias (1 a 4) =	4.1739	ns
Médias (1 a 5) =	5.3806	< 0.05 *
Médias (1 a 6) =	4.0365	ns
Médias (1 a 7) =	7.6308	< 0.01 *
Médias (1 a 8) =	3.4962	ns
Médias (2 a 3) =	7.4280	< 0.01
Médias (2 a 4) =	4.6640	< 0.05
Médias (2 a 5) =	5.8706	< 0.01
Médias (2 a 6) =	4.5265	ns
Médias (2 a 7) =	8.1209	< 0.01
Médias (2 a 8) =	3.9862	ns
Médias (3 a 4) =	2.7641	ns
Médias (3 a 5) =	1.5574	ns
Médias (3 a 6) =	2.9015	ns
Médias (3 a 7) =	0.6928	ns
Médias (3 a 8) =	3.4418	ns
Médias (4 a 5) =	1.2066	ns
Médias (4 a 6) =	0.1375	ns
Médias (4 a 7) =	3.4569	ns
Médias (4 a 8) =	0.6778	ns

Médias (5 a 6) =	1.3441	ns
Médias (5 a 7) =	2.2502	ns
Médias (5 a 8) =	1.8844	ns
Médias (6 a 7) =	3.5944	ns
Médias (6 a 8) =	0.5403	ns
Médias (7 a 8) =	4.1347	ns

→PODER DO TESTE

F tests - ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input:	Effect size f	=	10.0012198
	α err prob	=	0.05
	Power (1- β err prob)	=	0.95
	Number of groups	=	8
Output:	Noncentrality parameter λ	=	1600.39
	Critical F	=	3.5004639
	Numerator df	=	7
	Denominator df	=	8
	Total sample size	=	16
	Actual power	=	1.0000000