TALITA SOUZA DANTAS

**COMPORTAMENTO MECÂNICO, RESISTÊNCIA DE UNIÃO E LONGEVIDADE
DE PILARES E COROAS DE ZIRCÔNIA OBTIDAS POR SISTEMA CAD-CAM:
INFLUÊNCIA DE DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, para obtenção
do Título de Doutor em Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

VERSÃO CORRIGIDA

**Ribeirão Preto
2015**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP- Ribeirão Preto.

Dantas, Talita Souza

Comportamento mecânico, resistência de união e longevidade de pilares e coroas de zircônia obtidas por sistema CAD-CAM: Influência de diferentes tratamentos de superfície. Ribeirão Preto, 2015.

171p. : 27 il. ; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da Tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria

1.Zircônia. 2.Adesão. 3.Tratamento de Superfície. 4.Rugosidade Superficial. 5.Adaptação Marginal. 6.Fadiga Termomecânica.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Talita Souza Dantas.

Comportamento mecânico, resistência de união e longevidade de pilares e coroas de zircônia obtidas por sistema CAD-CAM: influência de diferentes tratamentos de superfície.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do Título de Doutor em Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Dedico esse trabalho à minha família e em especial aos meus pais, Sueli e Célio, que sem medir esforços, tornaram essa caminhada possível!

Agradecimientos

À vida, sempre tão intensa, tão sincera e tão justa.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo que me acolheu tão bem para mais uma jornada, dando novas perspectivas, mostrando novos caminhos, me apresentando uma nova maneira de trabalhar e me dando a oportunidade de pertencer a uma das melhores instituições do país.

Aos técnicos do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: Ana Paula Macedo e Paulo Paulo Sérgio Ferreira. Fica aqui registrada minha gratidão por todo auxílio e prestatividade durante o desenvolvimento do meu projeto.

À técnica do Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes, a querida Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, sempre com seus conhecimentos à disposição, sua simplicidade e educação. Muito obrigado por toda sua ajuda, de coração!

Às Profas. Dras. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli e Maria da Gloria Chiarello de Mattos, pelas considerações e dicas. Agradeço a oportunidade de fazer parte dessa equipe.

Aos colegas do Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes, que dividiram os momentos de descontração, outros de angústia e dúvidas, mas que com certeza tornaram os desafios menos penosos. Foi bom estar com vocês.

A todas as pessoas que o Programa de Pós Graduação em Reabilitação Oral permitiu que cruzassem meu caminho, compartilhassem sorrisos e histórias vindas de todas as partes do Brasil. Essa riqueza talvez seja uma das experiências mais gratificantes e que justifiquem escolhas que nos colocam tão longe de nossos lares, mas nos engrandecem de forma imensurável.

À doce amiga Francielle Alves Mendes. Obrigada por dividir comigo esses anos desafiadores em nossa vidas. Juntas percorremos esse caminho lado a lado e poder ter alguém do lado em quem confiar e com quem contar sem dúvida me fez mais segura em um lugar novo e desconhecido. O tempo e o destino tomarão suas providências, mas saiba que sou grata por ter tido a chance de te conhecer.

À minha companheira e amiga Denise Pupim, que chegou depois de mim na FORP, mas trouxe muito para minha vida. Dividimos além do mesmo endereço residencial muitas angústias, dores, alegrias e sorrisos. Sempre pronta e sempre disposta, mulher exemplo de luta e dedicação, com astral e humor excelentes. Obrigada pela dedicação enquanto estive aí, obrigada pela amizade, obrigada por ter feito parte desse dias que estarão marcados na memória e no coração.

Ao amigo Danilo Flamini Oliveira, que apesar da pouca idade, me ensinou muito. Sempre atento e envolvido com as atividades do laboratório. Agradeço a amizade, a pessoa sempre gentil que foi e, principalmente, agradeço por ter me ajudado na execução das etapas finais desse trabalho. Sem você isso não seria possível.

Ao Lucas Zago Naves, sempre presente em minha formação acadêmica. Agradeço a gentileza e a presteza de estar envolvido até hoje em meus projetos, agradeço por dar suas contribuições técnicas, por executar parte da Microscopia Eletrônica de Varredura e pelo tempo te conservar um ser humano memorável.

À Profa. Dra. Regina Guenka Palma Dibb, por disponibilizar o Microscópio Confocal de Varredura a Laser do Departamento de Odontologia Restauradora, bem como colocar à disposição suas técnicas e se envolver com a pesquisa, dando orientações pertinentes.

Agradeço também à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo auxílio financeiro desse projeto (Processo nº. 2012/08530-6).

Ao Laboratório de Bioengenharia do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, pela viabilização e obtenção de imagens por meio da Microscopia Eletrônica de Varredura.

À empresa Neodent, pelo incentivo à pesquisa, e que gentilmente cedeu os análogos de implantes, pilares, *copings* e parafusos com os quais este trabalho foi realizado.

E, de maneira especial, agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro. O senhor me mostrou o que é a academia e como é possível se dedicar, empenhar sem perder a leveza da vida. Foi uma experiência gratificante ser orientada por uma pessoa com profundos conhecimentos e que domina cada milímetro do seu território, cada máquina, cada equipamento, cada material. Isso dá segurança e confiança. Lidar com um pessoa que fala o que tem que ser dito e que resolve o que tem que ser resolvido tornou nossa parceria muito objetiva e bem estabelecida. Agradeço por tornar nosso relacionamento saudável, por respeitar os limites e os desejos de cada um. Tenho certeza que todas as pessoas que trabalham com o senhor reconhecem essa qualidade. Eu, especialmente, sou grata pelo apoio que sempre me deu, por orientar uma aluna que tinha sonhos longe daí. Obrigada pelo apoio, pela confiança e por me ajudar a encerrar um ciclo tão valioso para mim. Mais que uma conquista, concluir o doutorado na FORP foi um sonho. Obrigada Ricardo!

Enfim, agradeço a todos que de uma maneira ou de outra contribuíram para que tudo isso fosse possível e real.

“A prece é um apoio para a alma, contudo, não basta: é preciso tenha por base uma fé viva na bondade de Deus. Ele já muitas vezes vos disse que não coloca fardos pesados em ombros fracos. O fardo é proporcionado às forças, como a recompensa o será à resignação e à coragem. Mais opulenta será a recompensa do que penosa a aflição. Cumpre, porém, merecê-la, e é para isso que a vida se apresenta cheia de tribulações.”

O Evangelho Segundo o Espiritismo – Allan Kardec

Resumo

DANTAS, T.S. **Comportamento mecânico, resistência de união e longevidade de pilares e coroas de zircônia obtidas por sistema CAD-CAM: Influência de diferentes tratamentos de superfície.** Ribeirão Preto, 2015. 171p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar a resistência de união ao microcisolamento da zircônia a um cimento resinoso após diferentes tratamentos de superfície e o comportamento mecânico de pilares e coroas de zircônia associados aos mesmos tratamentos. Na primeira fase, 95 discos em zircônia foram obtidos e divididos em cinco grupos ($n = 19$): GC (grupo controle, sem nenhum tipo de tratamento); GAL (jateamento com partículas de Al_2O_3 antes da sinterização); GALS (jateamento com partículas de Al_2O_3 após sinterização); GRO (silanização com sistema Rocatec antes da sinterização) e GROS (silanização com sistema Rocatec após sinterização). Três amostras de cada grupo tiveram a superfície analisada em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Microscopia Confocal de Varredura a Laser (MCVL). Dez amostras de cada grupo foram submetidas a ensaio de microcisolamento e as seis restantes foram submetidas à análise de interface por meio de MEV. A análise estatística utilizou modelo de regressão linear com efeitos mistos e teste de Tukey ($p < 0,01$). Na segunda fase, 70 pilares do tipo hexágono externo foram obtidos em zircônia e associados a coroas totais com *copings* de zircônia. Os conjuntos análogo-pilar-coroa também foram divididos em cinco grupos ($n=14$) e submetidos aos mesmos tratamentos previamente descritos. Ainda, foram realizadas mensurações para verificação da adaptação dos *copings* sobre os pilares e rugosidade superficial dos discos, *copings* e pilares em MCVL. Foi realizado ensaio de fadiga mecânica dos conjuntos com carga progressiva de 80, 120, 160, 200, 240, 280 e 320 N, frequência de 5 Hz, totalizando 20.000 ciclos em cada estágio. A ciclagem térmica foi realizada com temperaturas entre 5° C e 55° C. Após os ensaios mecânicos, os resultados foram submetidos à análise estatística (probabilidade de sobrevivência, teste de Log-Rank, $p < 0,05$) Os resultados apontaram que o grupo ROS apresentou valores de resistência de união significativamente superiores ($p < 0,01$) e que a rugosidade superficial foi semelhante para discos e *copings* ($p = 0,22$) e para discos e pilares ($p = 0,96$), e diferente entre *copings* e pilares ($p < 0,01$). A desadaptação marginal foi maior para o grupo RO ($p < 0,01$) e a probabilidade de sobrevivência dos conjuntos foi similar para todos os grupos testados ($p = 0,57$). Concluiu-se que a utilização do Rocatec aumenta os valores de resistência de união à zircônia, não compromete o comportamento mecânico do material e sua utilização é viável em peças já sinterizadas.

Palavras-chave: 1.Zircônia. 2.Adesão. 3.Tratamento de Superfície. 4.Rugosidade Superficial. 5.Adaptação Marginal. 6.Fadiga Termomecânica.

Abstract

DANTAS, T.S. **Mechanical behavior, bond strength and reliability of YTZP abutments and crowns processed by CAD/CAM: The role of surface treatments.** Ribeirão Preto, 2015. 171p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the microshear bond strength between zirconia and resin cement after different surface treatments and to evaluate the mechanical behavior of zirconia abutments and crowns associated with these treatments. In the first phase, 95 discs in zirconia were obtained and divided into five groups (n = 19): GC (control group, without any treatment), GAL (air particle abrasion with Al₂O₃ particles before sintering), GALS (air particle abrasion with Al₂O₃ particles after sintering), GRO (silanization with Rocatec system before sintering) and GROS (silanization with Rocatec system after sintering). Three samples of each group had the surfaces analyzed in Scanning Electron Microscopy (SEM) and Confocal Laser Scanning Microscopy (CLSM). Ten samples of each group were subjected to microshear test and the other remaining six had their interface examined by SEM. The statistical analysis used a linear regression model with mixed effects and Tukey test (p < 0.01). In the second stage, 70 external hex abutments were obtained in zirconia and associated with crowns and zirconia copings. The analog-abutment-crown assemblies were also divided into five groups (n = 14) and subjected to the same treatments described previously. Measurements to verify the adaptation of copings on the abutments and surface roughness of the discs, copings and abutments were performed in CLSM. A fatigue test was carried with progressive load of 80, 120, 160, 200, 240, 280 and 320 N, frequency of 5 Hz and 20,000 cycles at each stage. Thermal cycling was performed with temperatures between 5° C and 55° C. After mechanical tests, the results were subjected to statistical analysis (survival probability, Log-Rank test, p < 0.05). The results showed that the ROS group had significantly higher bond strength values (p < 0.01) and that the surface roughness was similar for discs and copings (p = 0.22) and for discs and abutments (p = 0.96), and was different between copings and abutments (p < 0.01). The marginal gap was higher for RO group (p < 0.01) and the survival probability of the sets was similar for all tested groups (p = 0.57). It was concluded that the use of Rocatec increases the bond strength values to zirconia, does not compromise the mechanical behavior of the material and its use is now feasible in sintered parts.

Key-words: 1. Zirconia. 2. Adhesion. 3. Surface Treatment. 4. Surface Roughness. 5. Marginal Gap. 6. Thermomechanical Fatigue.

Lista de Abreviaturas

LISTA DE ABREVIATURAS

μm - Micrometro

mm - Milímetro

cm - Centímetro

m - Metro

MPa - Mega Pascal

N - Newton

kgf - Quilograma força

° C - Grau Celsius

s - Segundos

DP - Desvio padrão

rpm - Rotações por minuto

mL - Mililitro

kg - Quilograma

Min - Minuto

Mg - Miligrama

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

MCVL - Microscopia Confocal de Varredura a Laser

Sumário

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	35
2 REVISÃO DA LITERATURA	41
2.1 <i>Tratamentos de superfície e resistência de união à cerâmicas altamente cristalinas.....</i>	<i>41</i>
2.2 <i>Rugosidade de superfície.....</i>	<i>54</i>
2.3 <i>Desadaptação marginal</i>	<i>56</i>
2.4 <i>Comportamento mecânico da zircônia.....</i>	<i>62</i>
2.5 <i>Ensaio de fadiga</i>	<i>69</i>
3 PROPOSIÇÃO	79
3.1 <i>Objetivo geral</i>	<i>79</i>
3.2 <i>Objetivos específicos</i>	<i>79</i>
3.2.1 <i>Fase 1</i>	<i>79</i>
3.2.2 <i>Fase 2</i>	<i>79</i>
4 MATERIAIS E MÉTODOS	83
4.1 <i>Fase1 - Tratamento superficial e resistência de união de discos</i>	<i>83</i>
4.1.1 <i>Confecção dos discos</i>	<i>83</i>
4.1.2 <i>Tratamentos de superfície dos discos.....</i>	<i>83</i>
4.1.3 <i>Ensaio de microcissalhamento.....</i>	<i>85</i>
4.1.4 <i>Análise padrão de falha.....</i>	<i>87</i>
4.1.5 <i>Caracterização da topografia de superfícies e interfaces.....</i>	<i>88</i>
4.1.6 <i>Análise da rugosidade superficial dos discos</i>	<i>89</i>
4.1.7 <i>Análise estatística</i>	<i>89</i>
4.2 <i>Fase 2 – Tratamento superficial e avaliação de propriedades mecânicas de copings e pilares.....</i>	<i>89</i>
4.2.1 <i>Análogos de Implante.....</i>	<i>89</i>
4.2.2 <i>Obtenção dos copings e pilares.....</i>	<i>90</i>
4.2.3 <i>Tratamentos de superfície dos copings.....</i>	<i>91</i>
4.2.4 <i>Análise da desadaptação marginal e análise da rugosidade de superfície dos copings e pilares</i>	<i>92</i>
4.2.5 <i>Obtenção e cimentação das Coroas</i>	<i>92</i>

4.2.6 Ensaio de fadiga mecânica.....	97
4.2.7 Análise do padrão de falha	99
4.2.8 Análise estatística	100
5 RESULTADOS	103
5.1 Fase 1	103
5.1.1 Ensaio de microcisalhamento	103
5.1.2 Análise do padrão de falha	104
5.1.3 Caracterização da topografia de superfícies e interfaces.....	104
5.1.4 Análise da rugosidade superficial dos discos	105
5.2 Fase 2	108
5.2.1 Análise da desadaptação marginal e análise da rugosidade de superfície dos copings e pilares	108
5.2.2 Ensaio de fadiga mecânica.....	114
5.2.3 Análise do padrão de falha	122
6 DISCUSSÃO	127
7 CONCLUSÕES	141
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	145
ANEXOS	155
ANEXO 1.....	155
ANEXO 2.....	164
ANEXO 3.....	169
ANEXO 4.....	171

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

O processamento de estruturas cerâmicas por meio de tecnologia CAD/CAM tem apresentado potencial revolucionário. Economia de tempo, precisão de adaptação e, principalmente, o uso de materiais estéticos, têm incentivado de maneira crescente o desenvolvimento de novas técnicas e estudos referentes a essa tecnologia. A utilização de cerâmicas de alto conteúdo cristalino por meio de CAD/CAM tem sido foco tanto para abordagens restauradoras convencionais como para confecção de componentes para próteses implantadas (Qeblawi et al., 2010).

Os pilares para próteses implantadas se diferenciam principalmente em relação ao tipo de conexão (hexágono externo, hexágono interno e cone morse). Para superar problemas mecânicos, como desaperto de parafuso, alguns fabricantes associaram o atrito de superfície com uma interface cônica entre a interface implante-pilar (Demir et al., 2012). No entanto, as conexões externas ainda são amplamente difundidas e utilizadas mundialmente.

Considerando todos os aspectos relacionados às propriedades mecânicas dos sistemas de implante, os mesmos ainda têm sido acompanhados pelo desenvolvimento estético que minimiza a transparência de componentes metálicos através da mucosa peri-implantar (Wegner & Kern, 2000; Jevnikar et al., 2010). Para resolver este problema, pilares cerâmicos têm ganho popularidade.

A utilização de pilares cerâmicos e restaurações livres de metais tem se tornado realidade na clínica odontológica e junto com eles a utilização de cerâmicas altamente resistentes. Todos esses aspectos contrastam com a baixa efetividade da maioria dos tratamentos de superfície, sejam eles de natureza física ou química. A elevada dureza das peças após a sinterização torna pouco efetivos qualquer tipo de modificação micromecânica, particularmente da zircônia (ZrO_2) (Chai et al., 2011).

Embora superior a outros cerâmica em termos de desempenho mecânico (tenacidade, resistência mecânica e à fadiga), existem alguns problemas inerentes à ZrO_2 . O grande desafio é a união à variedade de substratos (sintéticos ou tecidos orgânicos) que podem ser encontrados nas aplicações biomédicas e odontológicas. Os procedimentos convencionais de cimentação e tratamento de superfície utilizados com estruturas de ZrO_2 não resultam em resistência de união adequada para muitas dessas aplicações (Bottino et al., 2005; Magne et al., 2010; Piascik et al., 2011). É importante para a retenção satisfatória, prevenção de microinfiltração e aumento da resistência à fratura, que os mecanismos de união aos sistemas à base de zircônia sejam melhorados.

A forte união depende de mecanismos de embricamento mecânico e união química a superfície da cerâmica, exigindo rugosidade de superfície para o embricamento mecânico e ativação da superfície para viabilidade da adesão química. Em alguns casos, as restaurações de cerâmica de alta resistência não necessitam de união adesiva à estrutura dentária e podem ser cimentadas por meio de cimentos convencionais que dependem somente da retenção micromecânica. No entanto, a união adesiva é desejável em muitas situações clínicas, por exemplo, quando a estrutura do dente preparado é extremamente curta ou cônica. Além disso, é provável que uma adesão química satisfatória seja responsável pelo aumento em longo prazo da resistência à fratura e à fadiga em ambiente oral (Ozcan et al., 2001).

As estruturas de zircônia podem ser fabricadas por dois métodos através da tecnologia CAD/CAM. Primeiro, estruturas podem ser desenhadas e usinadas a partir de um bloco homogêneo e macio de zircônia em seu estado verde ou pré-sinterizado (Sundh et al., 2005). A estrutura, no entanto, sofre uma contração linear de 20-25%, durante o procedimento de sinterização necessário para atingir as dimensões finais desejadas, fase em que ocorre aumento da densidade e progressivo fechamento de espaços vazios (Piwowarczyk et al., 2005). Com esse

material pré-sinterizado é possível não apenas reduzir o tempo de usinagem das peças como também reduzir o desgaste das brocas utilizadas durante esse processo.⁶ Embora estruturas de zircônia possam ser usinadas diretamente de blocos totalmente sinterizados e nas dimensões finais desejadas (Piwowarczyk et al., 2005; Sundh et al., 2005), tal processo pode comprometer a estrutura e resistência do material (Luthardt et al., 2002; Luthardt et al., 2004).

Pouco se sabe, no entanto, a respeito de modificações na superfície dessas cerâmicas, previamente ao processo de sinterização, e ainda, a associação com pilares de implantes totalmente cerâmicos frente à fadiga mecânica. A capacidade de funcionalizar quimicamente a superfície da zircônia parece ser crítica para alcançar união adesiva (Ozcan et al., 2001). Assim, métodos não destrutivos para o tratamento de cerâmicas inertes, com objetivo de produzir uma superfície ativada/funcionalizada, são desejáveis em tais casos.

A adesão à ZrO_2 se tornou tema de grande interesse nos últimos anos (Zhang et al., 2004; Bottino et al., 2005; Magne et al., 2010). Como foi referido anteriormente, a união química tradicional é ineficaz em superfícies de ZrO_2 , uma vez que são essencialmente apolares e inertes. Além disso, condicionadores ácidos, como ácido hidrofúorídrico, não são suficientes para alterar a superfície e promover união micromecânica. A abrasão da superfície com partículas de Al_2O_3 e a silicatização permite que ocorram ligações químicas entre a superfície e o cimento resinoso por meio de um agente de união (silano). Este é um procedimento um pouco complicado, mas que não produz resistência de união tão alta como as relatadas para porcelanas que contêm sílica intrínseca em sua composição, sendo naturalmente susceptíveis à silanização (Bottino et al., 2005; Thompson et al., 2011).

Além disso, algumas especulações apontam que a abrasão das partículas de jateamento não deve ser usada, particularmente com cerâmicas à base de ZrO_2 , pois poderia resultar em microfraturas, reduzindo sua resistência funcional, podendo

levar a falhas prematuras e catastróficas (Blatz et al., 2004). Ainda, o uso de *primers* e cimentos resinosos contendo monômeros ácidos fosfatados mostrou resultados semelhantes aos obtidos com silano nas cerâmicas compatíveis com tal abordagem. Entretanto, os valores de resistência de união, reportados na literatura, com o uso desses agentes são geralmente mais baixos do que os valores relatados para a silicatização, juntamente com silano e cimento resinoso (Ozcan et al., 2001). As abordagens atualmente disponíveis para união adesiva às cerâmicas de ZrO_2 não são adequadas para todas as aplicações clínicas e a durabilidade em longo prazo ainda é discutida (Fischer et al., 2005). Outros tratamentos de superfície têm sido desenvolvidos, no entanto, muitas vezes utilizam substâncias químicas ácidas ou básicas muito poderosas, e sua utilidade, especialmente para aplicação biomédica, ainda não é conhecida (Uchida et al., 2002; Monaco et al., 2011).

Por meio de tecnologia CAD/CAM também é possível obter pilares para diferentes conexões de implantes. Sailer et al. (2009) demonstraram que o tipo de conexão entre o implante e o pilar influenciam criticamente no desempenho técnico de pilares de zircônia. Além disso, o tipo de restauração instalada sobre os pilares, a técnica e materiais utilizados, possuem relação direta com a resistência do sistema implante-pilar-coroa (Blixt et al., 2000; Naves et al., 2011).

Portanto, mostra-se necessário estudo que avalie e compare a atividade de diferentes tipos de tratamento de superfície antes e após o processo de sinterização em peças de zircônia obtidos por meio do processo CAD/CAM e resistência de união a um cimento resinoso comercialmente disponível bem como avaliação do comportamento do conjunto análogo-pilar-coroa frente à fadiga, caracterização das interfaces e superfícies e análise da desadaptação das coroas frente aos diferentes tratamentos propostos.

2 Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Tratamentos de superfície e resistência de união à cerâmicas altamente cristalinas

As propriedades mecânicas da zircônia são das mais elevadas no contexto de cerâmicas odontológicas, apresentando altos valores de resistência à fratura. No entanto, a desvantagem mais clinicamente relevante das restaurações baseadas em zircônia é sua adesão a materiais resinosos. Assim, a adesão obtida entre superfícies de cerâmicas passíveis de condicionamentos ácidos e cimentos resinosos não é aplicável à zircônia. Diante desse contexto, numerosos protocolos de cimentação e tratamentos de superfície têm sido propostos para modificar essa cerâmica altamente cristalina com objetivo de melhorar os valores de resistência de união a materiais resinosos. Dessa forma, o capítulo inicial da revisão de literatura visa apresentar o contexto dos estudos relacionados aos tratamentos de superfície e resistência de união à zircônia.

Em 2010, Blixt et al. realizaram um estudo com objetivo de avaliar os efeitos do tratamento de superfície antes da cimentação de peças de Procera AllCeram na resistência de união utilizando diferentes agentes de cimentação. Para isso foram utilizados cilindro de cerâmicas do sistema Procera cimentados sobre superfícies cúbicas do mesmo material divididos em 3 grupos: grupo controle em que não houve tratamento de superfície, apenas uma limpeza com álcool 95%, grupo jateado com partículas de óxido de alumínio de 110 µm à distância de 13 mm e pressão de 2,8 bar e grupo tratado com sistema Rocatec Plus com distância e pressão semelhantes ao grupo anterior, sendo previamente tratado com partículas de óxido de alumínio para promover a limpeza da superfície e em seguida com o sistema contendo

partículas de sílica e posterior silanização. Foram utilizados cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e cimento resinoso dual. Após cimentação e armazenagem dos corpos de prova em saliva artificial por 48 horas o teste de cisalhamento foi realizado à velocidade de 1 mm/min. Os resultados apontaram maiores valores de resistência de união para o grupo tratado com o sistema Rocatec Plus e cimentado com cimento resinoso e dentre as amostras tratadas com óxido de alumínio o grupo cimentado com cimento de ionômero de vidro convencional apresentou os melhores resultados.

Para avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união entre a cerâmica In-Ceram Zircônia e o cimento resinoso Panavia F, Spohr et al. (2008) utilizaram nove blocos de In-Ceram Zircônia divididos em três grupos de acordo com o tipo de tratamento: Grupo 1 – jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 μ m, perpendicular à superfície e à distância de 10 mm, por 10 s; Grupo 2 – mesmo protocolo do grupo 1, seguido por jateamento com partículas de sílica (Rocatec Plus) de 30 μ m à distância de 10 mm, por 10 s e Grupo 3 – mesmo protocolo do grupo 1, seguido pela irradiação com laser Nd:YAG com fibra ótica de 300 μ m de diâmetro a 1 mm de distância da cerâmica. Todas as peças foram silanizadas e receberam aplicação de uma camada de cimento Panavia F e resina composta Filtek Z-250. Cada conjunto foi incluído em resina acrílica e seccionado em fatias que expusessem a interface de união para o ensaio de micro-tração, que foi realizado à velocidade de 0,05 mm/min. Os maiores valores de resistência à microtração foram encontrados no grupo tratado com Nd:YAG seguido pelo grupo tratado com Rocatec Plus. Os padrões de falha para o grupo 1 e 2 foram predominantemente de falhas mistas (adesivas e coesivas no cimento) e o grupo 3 apresentou falhas coesivas no cimento. Na avaliação da morfologia superficial os

grupos 1 e 2 apresentaram superfície com irregularidades de pouca profundidade enquanto o grupo 3 revelou superfície bem peculiar com aspectos de bolhas lisas com espaços vazios cercados por uma camada fina e poroso, com orifícios de diversos diâmetros.

Oyague et al., em 2009, avaliaram a resistência de união de cerâmicas à base de zircônia submetidas a diferentes tratamentos de superfície a cimentos resinosos duais. Foram necessários dezoito blocos cilíndricos de zircônia (Cercon Zircônia, Dentsply) que foram divididos em 3 grupos de acordo com os tratamentos mecânico e/ou químico: Grupo SB – jateamento com partículas de óxido de alumínio de 125 µm por 10 segundos à distância de 5 mm e pressão de 60-100 psi, Grupo SC – tratamento com partículas de óxido de alumínio modificado por sílica (Supradental) e Grupo C - sem nenhum tratamento de superfície. Ainda, nove cilindros de resina composta foram confeccionados e cimentados sobre os blocos de zircônia com os seguintes cimentos: Calibra, Clearfil Esthetic Cement e RelyX Unicem, que foram manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes. As amostras foram seccionadas formando-se cerca de 25 palitos por grupo que foram submetidos ao ensaio de microtração à velocidade de 0,5 mm/min. As outras amostras de zircônia foram analisadas em microscopia eletrônica e atômica de varredura. Assim, os resultados apontados pelos autores mostraram que os valores de resistência de união foram influenciados pelo tipo de cimento, mas não foram influenciados pelo tipo de tratamento de superfície. O cimento Clearfil apresentou os maiores valores de resistência de união independente do tratamento de superfície e falhas mistas foram encontradas nos grupos cimentados com Clearfil e RelyX Unicem quando houve tratamento de superfície da zircônia.

Ainda em 2009, Nothdurft et al. compararam a resistência ao cisalhamento entre cerâmica de óxido de zircônio (Digizon-A, AmannGirrbach) e cimentos resinosos contendo monômeros fosfatados e cimentos resinosos sem monômeros fosfatados, após diferentes tratamentos de superfície. Foram utilizados os seguintes cimentos sem monômeros fosfatados: Bifix QM, Dual Cement, Duo Cement Plus, Multilink Automix, ParaCem Universal DC, PermaCem SmartMix, RelyX ARC, Variolink Ultra, e Variolink II; e os cimentos com monômeros fosfatados foram: Panavia EX, Panavia F2.0 e RelyX Unicem. Grupos de dez corpos de prova receberam uma camada de cimento utilizando uma matriz para os discos de zircônia submetidos a diferentes tratamentos. Os tratamentos de superfície foram: jateamento com partículas de 110 µm de óxido de alumínio de alumínio, revestimento de sílica (SC) com partículas de 30 µm de óxido de alumínio modificado por sílica (Rocatec) ou SC e silanização. Os cimentos Bifix QM e Multilink Automix foram usados em combinação com um *primer* recomendado pelos fabricantes. Após 48 horas de armazenamento de água, cada espécime foi submetido ao ensaio de cisalhamento. Os resultados apontados pelos autores revelaram que combinações envolvendo cimentos com monômeros fosfatados, em geral, apresentaram maior resistência ao cisalhamento do que aqueles sem monômeros. Exceções foram Bifix QM e Multilink Automix em combinação com o agente silano ou *primer* específico do sistema, que estavam na extremidade superior dos valores de resistência ao cisalhamento. Com a utilização do sistema Rocatec, aumento significativo da resistência ao cisalhamento pôde ser percebido nos grupos dos cimentos sem monômeros fosfatados. Além disso, os diferentes tratamentos de superfície aumentaram a força de união à zircônia, embora o fator mais relevante no aumento da resistência ao cisalhamento tenha sido a escolha adequada do cimento.

No ano seguinte, Qeblawi et al. analisaram a influência de diferentes tratamentos de superfície sobre zircônia. Para determinar a resistência flexural, 64 blocos de zircônia foram obtidos e divididos em quatro grupos de acordo com o tipo de tratamento: grupo C (controle, sem nenhum tratamento); grupo APA (jateado com partículas de óxido de alumínio de 50 μm sob pressão de 3 bar, distância de 10 mm, perpendicular ao longo eixo da barra); grupo SC (jateado com partículas de óxido de alumínio modificado por sílica de 30 μm sob pressão de 3 bar, distância de 10 mm, perpendicular ao longo eixo da barra); e o grupo HG (desgaste superficial com instrumento diamantado de corte em alta rotação e com irrigação por 10 segundos). As barras foram carregadas em uma máquina de ensaio universal até a falha em um aparato com três apoios, célula de carga de 5 kg e velocidade de 1 mm/min. Ainda foi realizado ensaio de resistência ao cisalhamento em que 32 cilindros de zircônia foram obtidos e seccionados em 6 cilindros menores cada, totalizando 192 cilindros divididos em quatro grupos de 48 amostras cada, seguindo os tratamentos utilizados na análise de resistência flexural (grupo C, grupo APA, grupo SC e grupo HG). Esses grupos foram ainda subdivididos em mais quatro grupos submetidos a tratamentos químicos de superfície: grupo C (nenhum tratamento de superfície), grupo A/S (condicionamento ácido e silanização), grupo S (silanização apenas) e grupo Z (*primer* para zircônia). Noventa e seis dentes humanos foram preparados para receber os cilindros de zircônia cimentados sobre dentina com cimento resinoso Multilink. As amostras foram armazenadas em um incubador a 37° C por 10 minutos antes de serem submetidos ao ensaio de cisalhamento em máquina de ensaios universais com célula de carga de 5 kN e velocidade de 1 mm/min. Para avaliar o efeito da ciclagem sobre a resistência ao cisalhamento, os cinco grupos que obtiveram os maiores valores de resistência ao cisalhamento foram duplicados e

armazenados em 100% de umidade a 37° C por noventa dias, durante os quais as amostras sofreram 2.000 ciclos térmicos (5-55° C, 10 segundos de mergulho) a cada trinta dias, no total de 6.000 ciclos antes de serem carregadas até a falha. Os resultados apontaram que o grupo APA e HG alcançaram os maiores valores de resistência flexural em comparação aos grupos C e SC. Não houve diferenças significativas entre o grupo APA e HG ou entre o grupo SC e C. Todas as amostras submetidas ao ensaio de cisalhamento apresentaram falhas adesivas. Ainda, o jateamento seguido de aplicação de *primer* para zircônia foi um procedimento prático que resultou em aumento da resistência de união e, por fim, a combinação de tratamento mecânicos e químicos na superfície de zircônia foi importante para estabelecer união duradoura.

Com o objetivo de funcionalizar a superfície de cerâmicas de zircônia (TZ-3YB-E , Tosoh) por meio de uma cobertura nanoestruturada de alumina, prevendo a melhora das propriedades adesivas, Jevnikar et al., em 2010, realizaram um estudo utilizando 120 discos de zircônia divididos em três grupos: Grupo AS – controle, Grupo APA – jateamento com partículas de óxido de alumínio de 110 µm por 15 segundos sob pressão de 4 bar, Grupo POL – polimento progressivo. Cilindros de resina composta foram confeccionados e cimentados sobre os discos de zircônia com cimento resinoso RelyX Unicem. Cada grupo foi subdividido em dois grupos, que seriam submetidos a termociclagem ou não, e em seguida submetidos ao ensaio de cisalhamento. A morfologia de superfície foi analisada por meio de microscopia eletrônica de varredura. Para os valores de resistência de união os grupos APA e POL foram semelhantes e os menores valores de resistência de união antes da termociclagem foram encontrados no grupo AS.

Em 2011, Monaco et al. realizaram um estudo com objetivo de avaliar a resistência de união entre cimentos resinosos e cerâmica à base de zircônia submetida a diferentes condicionamentos de superfície. Para isso 50 discos de zircônia do sistema LAVA foram obtidos e alocados em cinco grupos: Grupo 1 – controle sem nenhum tratamento, Grupo 2 – jateamento com óxido de alumínio de 30 µm modificado por sílica (Cojet), antes da sinterização, perpendicular à superfície por 15 segundos à distância de 10 mm e pressão de 2 bar, Grupo 3 – jateamento com óxido de alumínio de 50 µm antes da sinterização, perpendicular à superfície, por 15 segundos à distância de 15 mm e pressão de 4 bar, Grupo 4 – jateamento com óxido de alumínio de 110 µm antes da sinterização, por 15 segundos à distância de 20 mm e pressão de 4 bar e Grupo 5 – jateamento com óxido de alumínio de 50 µm após sinterização, perpendicular à superfície, por 20 segundos à distância de 10 mm e pressão de 4 bar. Após os condicionamentos uma camada de silano foi aplicada sobre as superfícies. Em seguida, 50 cilindros de resina composta foram confeccionados e cimentados com cimento resinoso (RelyX Unicem) sobre a zircônia tratada e então as amostras foram armazenadas em água destilada a 37° C por 24 horas. Após esse período o ensaio de cisalhamento foi realizado à velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados apontaram os grupos 3 e 4 com os maiores valores de resistência de união e o grupo tratado após a sinterização foi similar ao grupo 3 e ainda que o jateamento com óxido alumínio modificado por sílica antes da sinterização não foi efetivo na melhora das propriedades adesivas da zircônia.

Aboushelib, em 2011, propôs a avaliação da influência de um novo tratamento de superfície, o condicionamento por infiltração seletiva, na resistência e durabilidade de união entre resinas e zircônia. Para o estudo, 36 discos de zircônia (Procera Zircônia, NobelBiocare) foram obtidos e divididos em três grupos. O

primeiro grupo foi usado como controle, o segundo grupo foi jateado com partículas de óxido de alumínio de 50 μm por 15 segundos com pressão de 0,2 MPa e distância de 10 mm, e o terceiro grupo foi tratado com infiltração seletiva (SIE). Discos de resina foram confeccionados e cimentados sobre os discos de zircônia com cimento Panavia F 2.0, de acordo com as recomendações do fabricante. As amostras foram seccionadas em diversas micro-barras e então o ensaio de microtração foi realizado à velocidade de 1 mm/min. Outra parte das amostras foi antes submetida à termociclagem, simulando 4, 26, 52 e 104 meses. Os resultados apontaram que os grupos tratados pelo SIE apresentaram os maiores valores de resistência de união e não sofreram muita influência da termociclagem, enquanto os valores de resistência de união dos grupos controle e jateado com óxido de alumínio diminuíram com a termociclagem e foram inferiores.

Para avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência à microtração de cimentos resinosos à zircônia, Casucci et al. (2011) publicaram um estudo em que foram utilizados 20 blocos cilíndricos de zircônia (Cercon Zirconia, Dentsply), divididos em quatro grupos de acordo com o tipo de tratamento de superfície realizado: Grupo SIE – condicionamento por infiltração seletiva, Grupo ST – condicionamento com solução experimental, Grupo S – jateamento com partículas de óxido de alumínio de 125 μm por 10 segundos e pressão de 0,4 - 0,7 MPa e distância de 20 mm e Grupo C – sem nenhum tratamento. Blocos de resina foram confeccionados e cimentados aos blocos de zircônia com cimento resinoso, seguindo as orientações do fabricante. As amostras foram armazenadas a 37° C e 100% de umidade por 24 horas. Em seguida foram seccionadas em forma de palitos e submetidas ao teste de microtração à velocidade de 0,5 mm/min até a falha. De acordo com os autores, os grupos SIE e ST apresentaram os maiores valores de

resistência à microtração e apresentaram falhas mistas em maior número, enquanto os grupos S e C apresentaram maior quantidade de falhas adesivas.

Em 2011, Attia et al. analisaram a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união de cerâmicas à base de zircônia utilizando três cimentos distintos e termociclagem. Para isso foram utilizados 18 blocos de cerâmicas (ICE Zircônia, ZirkonZahn) que foram duplicados em resina composta. Os blocos de zircônia foram divididos em três grupos de acordo com o tratamento de superfície: grupo tratado com partículas de óxido de alumínio de 50 μm e pressão de 0,28 MPa por 13 segundos e distância de 10 mm, grupo tratado com partículas de óxido de alumínio modificado por sílica de 30 μm (Cojet) e pressão de 0,25 MPa por 20 segundos à distância de 10 mm, sendo previamente tratado com óxido de alumínio e grupo tratado também com sistema Cojet, mas seguido da aplicação de silano. Cada grupo foi dividido em mais três subgrupos de acordo como o tipo de cimento: Ketac Cem Plus, RelyX Unicem e MultiLink Automix, e assim os blocos de resina foram cimentados sobre os blocos de zircônia. Em seguida foram obtidos palitos e apenas 14 amostras de cada grupo puderam ser utilizadas. Sete amostras de cada grupo foram armazenadas em água a 37° C por uma semana e as outras sete amostras por um mês, seguidas de 7.500 ciclos de termociclagem, e só então foram submetidas ao ensaio de microtração à velocidade de 1 mm/min. Os resultados mostraram que os grupos tratados com Cojet e silano apresentaram os maiores valores de resistência e que os grupos apenas tratados com Cojet e tratados com óxido de alumínio foram semelhantes. Entre os cimentos resinosos, o Multilink Automix e RelyX Unicem apresentaram os maiores valores de resistência de união e ainda a armazenagem em água por 30 dias e termociclagem diminuíram

os valores de resistência de união comparados com os grupos armazenados apenas por uma semana.

Em 2012, Perdigão et al. realizaram um estudo com o intuito de avaliar a influência da ciclagem e tratamento de superfície na resistência à microtração entre cimentos resinosos autoadesivos com monômeros fosfatados e zircônia. Foram obtidos 30 discos de zircônia do sistema ZirCAD. Os discos foram divididos em dois grupos de ciclagem: grupo controle, assim como fornecido pelo fabricante, e grupo que sofreu ciclagem térmica. Em seguida os discos foram novamente divididos de acordo com os tratamentos de superfície: grupo sem nenhum tratamento, grupo tratado com sistema Cojet por 20 segundos sob pressão de 2,5 bar e distância de 7 mm, e grupo em que foram aplicadas duas camadas de Z-Primer Plus. Trinta discos de resina composta foram confeccionados e cimentados com cimento resinoso sobre os discos de zircônia. As amostras unidas foram seccionadas formando 20 palitos por disco, que foram armazenados em água destilada por 24 horas. O ensaio de microtração foi realizado à velocidade de 0,5 mm/min e os valores de resistência de união revelaram que o grupo que foi utilizado como fornecido pelo fabricante e recebeu duas camadas do Z-Primer apresentou os maiores valores de resistência de união. Por outro lado, o grupo que sofreu ciclagem térmica e nenhum tratamento de superfície apresentou os menores valores de resistência e, ainda, os grupos tratados com Cojet revelaram valores inferiores aos grupos tratados com o Z-Primer.

Para avaliar a resistência de união de cimentos resinosos à dentina e à cerâmica à base de zircônia após diferentes tratamentos de superfície e ciclagem, Castro et al. (2012) lançaram mão de 54 dentes humanos incluídos e seccionados tendo a dentina exposta e submetidos ao condicionamento recomendado pelo fabricante de acordo com o cimento utilizado (RelyX ARC, Panavia F e RelyX U100).

Ainda, foram utilizados 54 blocos de cerâmica à base de zircônia (YZ-In-Ceram YZ, Vita Zanhfabrik) que foram divididos em 2 grupos de acordo com o tipo de tratamento de superfície: grupo tratado com partículas de óxido de alumínio de 45 µm e grupo tratado com partículas óxido de alumínio modificados por sílica de 30 µm (Cojet). Os jateamentos foram realizados por 20 segundos à distância 10mm, perpendicular à peça e com pressão de 24-28 psi. Três blocos de zircônia de cada grupo foram associados aos diferentes grupos experimentais de acordo com o tipo de cimento e critério de envelhecimento (sem envelhecimento, armazenagem em água destilada a 37° C por 60 dias e termociclagem com 10.000 ciclos com variação de temperatura entre 5- 55° C). Os blocos cerâmicos cimentados sobre a dentina foram seccionados formando palitos e então submetidos ao ensaio de microtração. Os tratamentos de superfície, assim como o tipo de cimento utilizado e a ciclagem influenciaram nos valores obtidos. Os resultados mostraram que após armazenagem em água destilada por 60 dias todos os grupos submetidos ao tratamento com sistema Cojet apresentaram valores de resistência de união superiores aos grupos tratados com partículas de óxido de alumínio, independente do cimento utilizado.

Com o objetivo de comparar a resistência ao cisalhamento de dois cimentos e duas cerâmicas à base de zircônia, submetidos a diferentes tratamentos de superfície, Baldissara et al. publicaram um estudo em 2013. As amostras de zircônia foram feitas a partir do sistema Lava (n = 36) e IPS e.max ZirCAD (n = 36) e suas superfícies foram tratadas como segue: nenhum tratamento (controle), revestimento com óxido de alumínio modificado por sílica de 30 µm (Cojet), ou revestimento com *primer* específico do sistema Lava e *ZirLiner* para IPS e.max Zir-CAD. Cilindros de resina composta foram cimentados sobre a zircônia com Panavia F e RelyX Unicem. Todos os espécimes foram submetidos à termociclagem (6.000 ciclos, a 5° C/55° C)

e seguidos do ensaio de cisalhamento. Os resultados apontados pelos autores mostraram que com as duas marcas de zircônia, os grupos jateados com Cojet apresentaram valores significativamente maiores do que os grupos de controle apenas quando utilizado com RelyX Unicem. Os grupos tratados com *primers* apresentaram valores de resistência ao cisalhamento mais elevados do que o grupo de controle para as duas marcas de cerâmica e cimentos. Em ambos os tipos de zircônia, os maiores valores de união adesiva foram obtidos com a combinação entre Cojet e RelyX Unicem. Já o Panavia F mostrou melhores resultados quando associado com a utilização de *primers* em vez de Cojet. Para os grupos não tratados, o cimento Panavia F apresentou maior resistência de união que RelyX Unicem. As amostras não tratadas e as tratadas com Cojet ainda exibiram falhas adesivas e mistas e as amostras tratadas com *primers* exibiram predominantemente falhas coesivas.

Em 2013, Gomes et al. avaliaram o efeito de ciclagem térmica sobre a resistência de união ao microcisalhamento (μ SBS) de diferentes cimentos resinosos autoadesivos para zircônia utilizando silicatização (Rocatec) e Er:YAG como condicionadores de superfície. Duzentos e quarenta quadrados de zircônia foram divididos aleatoriamente em quatro grupos de acordo com os tratamentos de superfície, aplicados como se segue: (1) sem tratamento (NT), (2) revestimento de sílica com Rocatec (ROC), 3) irradiação com Er:YAG e (4) laser seguido de Rocatec (LAROC). Cada grupo foi dividido em dois subgrupos de acordo com o cimento testado: (A) BIFIX SE (BIF) e (B) Clearfil SA (CLE). Após 24 horas, metade das amostras de cada subgrupo foram testadas. A outra metade foi armazenada e termociclada (5°-55° C/5.000 ciclos). Assim, os resultados revelaram que, antes de termociclagem, os dois cimentos apresentaram altos valores de resistência ao

microcissalhamento nos grupos ROC e LAROC. Após o envelhecimento, para o grupo (1) todos os espécimes BIF evidenciaram redução nos valores de união e falhas principalmente adesivas e para o grupo (2) as amostras CLE mantiveram os resultados iniciais no grupo ROC e LAROC. Por fim, a termociclagem não influenciou negativamente os resultados de resistência ao microcissalhamento entre cimento e zircônia quando foi utilizado cimento contendo 10-MDP e quando a zircônia foi tratada com sílica, independente da prévia utilização do laser Er: YAG.

Com objetivo de avaliar os efeitos do tratamento de superfície na retenção de restaurações de zircônia implantossuportadas sobre pilares curtos, Nejatidanesh et al. (2014) utilizaram 80 pilares metálicos com 3 mm de altura associados a 80 *copings* de zircônia (Cercon, Degudent). Os *copings* foram divididos em dois grupos (n = 40). O primeiro grupo foi tratado jato de óxido de alumínio com partículas de 110 µm, pressão de 300 KPa, perpendicular à superfície, à distância de 10 mm por 10 segundos. O segundo grupo foi tratado com óxido de alumínio modificado por sílica com partículas de 30 µm e nas mesmas condições do grupo anterior. Após o tratamento de superfície mecânico, os *copings* foram limpos com álcool em ultrassom por 5 minutos. Cada um dos dois grupos foi subdividido em 4 grupos (n = 10) para o tratamento químico. Nenhum tratamento químico foi utilizado para os dois primeiros subgrupos. Os subgrupos 3 e 4 foram condicionados com ácido hidrófluídrico 9% por 60 segundos. Os subgrupos 5 e 6 foram condicionados com silano e os subgrupos 7 e 8 foram condicionados com *primer* para cerâmica. Os *copings* foram cimentados com cimento resinoso dual e autoadesivo. Após serem armazenadas à temperatura de 37° C por 24 horas, as amostras foram colocadas em saliva artificial por 7 dias. Em seguida, foram submetidas a 5.000 ciclos térmicos (5° C – 55° C) com tempo de imersão de 30 segundos. Por fim, os *copings* foram

tracionados no longo do longo eixo dos análogos à velocidade de 5 mm/min. Os resultados revelaram que a utilização do *primer* para cerâmica nos dois grandes grupos resultou em maiores valores de resistência de união. Ainda, os tratamentos mecânicos apenas, não apresentaram diferenças significativas e os valores encontrados para o grupo tratado apenas com sílica e o grupo tratado com sílica e *primer* para cerâmica apresentaram os maiores valores de resistência de união.

2.2 Rugosidade de superfície

Os tratamentos propostos para peças de zircônia objetivam a criação de microporosidades, aumento da área de superfície e aumento do potencial de retenção mecânica do cimento nas irregularidades da cerâmica. Assim, antes da cimentação adesiva, alguns métodos já descritos anteriormente, tais como jateamentos ou tratamento com laser, são utilizados com objetivo de promoverem alterações morfológicas nessas cerâmicas altamente cristalinas. Segue, portanto, breve apresentação de estudos que abordam a influência desses tratamentos de superfícies nas alterações morfológicas de cerâmicas à base de zircônia.

Para avaliar o efeito de tratamentos de superfície químico-mecânicos na melhora do potencial adesivo de cerâmicas à base de zircônia, Casucci et al. publicaram um estudo em 2009. Assim, 28 discos de zircônia foram divididos em cinco grupos, seguindo os diferentes tratamentos de superfície: Grupo S – jateado com partículas de óxido de alumínio de 125 µm por 10 segundos sob pressão de 60-100 psi, Grupo HF- condicionado com ácido hidrófluórico 9,5% por 90 segundos, Grupo SIE – condicionamento por infiltração seletiva, Grupo ST – condicionamento com solução experimental aquecida por 10, 30 e 60 minutos e Grupo sem nenhum tratamento. Os grupos foram avaliados em microscópio de força atômica e

microscópio eletrônico de varredura quanto às alterações superficiais. Os resultados mostraram que os grupos HF e S apresentaram superfície relativamente lisa, enquanto superfície mais irregular e heterogênea foi resultado do grupo SIE. Ainda, o grupo ST foi capaz de dissolver partículas de zircônia promovendo irregularidades nanométricas. Quanto à rugosidade superficial, o grupo ST aumentou os valores de rugosidade superficial independente do tempo utilizado, seguido pelo grupo SIE e, ainda, os grupos S, HF e sem nenhum tratamento, foram semelhantes entre si.

Oyague et al., em 2009, realizaram um estudo em que foi possível determinar características morfológicas e rugosidade de superfície de cerâmicas à base de zircônia submetidas a diferentes tratamentos de superfície. Foram necessários 18 blocos cilíndricos de zircônia que foram divididos em 3 grupos de acordo com os tratamentos mecânico e/ou químicos: Grupo SB – jateamento com partículas de óxido de alumínio de 125 μm por 10 segundos à distância de 5 mm e pressão de 60-100 psi, Grupo SC – tratamento com partículas de óxido de alumínio modificado por sílica (Supradental) e Grupo C - sem nenhum tratamento. As amostras de zircônia foram analisadas em microscopia eletrônica e atômica de varredura. As imagens em microscopia eletrônica de varredura, assim como as de força atômica, revelaram alterações de superfícies e microrretenções nos grupos jateados com partículas de óxido de alumínio e os grupos tratados com partículas de sílica apresentaram superfície relativamente lisa, mas mais heterogênea do que o grupo que não sofreu nenhum tratamento de superfície. Os valores de rugosidade superficial foram significativamente maiores para o grupo SB.

Jevnikar et al., em 2010, realizaram um estudo com o objetivo de funcionalizar a superfície de cerâmicas de zircônia por meio de uma cobertura nanoestruturada de alumina, prevendo a melhora das propriedades adesivas. Foram então obtidos 120

discos de zircônia divididos em 3 grupos: Grupo AS – controle, Grupo APA – jateamento com partículas de óxido de alumínio de 110µm por 15 segundos sob pressão de 4 bar, Grupo POL – polimento progressivo. Dentre várias análises que o estudo se propôs, foi feita análise da morfologia de superfície por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados de rugosidade de superfície foram superiores para o grupo APA e inferiores para o grupo POL.

No mesmo, ano Demir et al. analisaram a rugosidade e a morfologia de superfície da zircônia após jateamento e utilização de laser Erbium YAG (Er:YAG). Assim, foram confeccionadas amostras de cerâmica à base de zircônia que foram submetidas a diferentes tratamentos de superfície: grupo controle, sem nenhum tipo de tratamento, grupo de tratamento a laser com 3 níveis diferentes de energia e jateamento com partículas de óxido de alumínio de 110 µm à distância de 10 mm e pressão de 3 bar por 15 segundos. A análise das amostras em microscopia eletrônica de varredura revelou que os grupos com tratamento a laser apresentaram morfologia de superfície similar à do grupo controle, enquanto o grupo tratado com jateamento de óxido de alumínio apresentou maiores irregulares topográficas, o que concordou com os resultados de rugosidade de superfície, em que os grupos jateados apresentaram valores de rugosidade significativamente maiores.

2.3 Desadaptação marginal

Além das propriedades físicas e biocompatibilidade, a adaptação marginal de qualquer restauração dental é vital para o sucesso em longo prazo. Desadaptações entre coroas e pilares de implante podem agir como local para proliferação bacteriana, causando inflamação nos tecidos peri-implantares e ainda influenciar no seu comportamento mecânico. Muitos estudos revelam avaliações relacionando

valores de desadaptação entre coroas livre de metal e pilares metálicos e poucos avaliam essa relação entre coroas e pilares cerâmicos. A revisão que se segue apresenta artigos diversos avaliando a influência e resultados de desadaptações de coroas de cerâmica em diferentes situações.

Em 2008, Att et al. avaliaram a adaptação marginal de coroas de cerâmica sobre diferentes pilares de implante. Foram utilizadas 96 coroas representativas de incisivo central superior (48 de alumina e 48 de zircônia), divididas em seis grupos: pilares de titânio e coroas de alumina (Ti1), pilares de titânio e coroas de zircônia (Ti2), pilares de alumina e coroas de alumina (Al1), pilares de alumina e coroas de zircônia (Al2), pilares de zircônia e coroas de alumina (Zr1) e pilares de zircônia e coroas de zircônia (Zr2). As coroas foram cimentadas com cimento resinoso e as medidas de desadaptação foram feitas em réplicas, antes e depois da cimentação e após simulação de ciclo mastigatório. Todas as amostras foram submetidas a $1,2 \times 10^6$ ciclos, simulando cinco anos de função. A força foi aplicada 3 mm abaixo da borda incisal, na região palatina, com frequência de 1,7 Hz utilizando uma esfera cerâmica de 6 mm de diâmetro com movimento vertical de 6 mm e horizontal de 0,3 mm. A força aplicada foi de 49 N e durante o teste as amostras foram submetidas a ciclagem térmica entre 5° a 55° C por 60 segundos, como pausa de 12 segundos. Os resultados apontaram que todos os grupos tiveram os valores de desadaptação aumentados após a cimentação e diminuíram após a ciclagem termomecânica. Ainda, o grupo Zr2 apresentou valores significativamente maiores de desadaptação marginal em todos os estágios quando comparado com o grupo Ti2.

Kohorst et al., em 2009, avaliaram a adaptação marginal de próteses fixas de 4 elementos de zircônia utilizando diferentes sistemas CAD-CAM de fabricação. Dez infraestruturas foram confeccionadas utilizando cada sistema (inLab, Everest,

Cercon e Digident), sendo que nos três primeiros a zircônia passou por um processo de sinterização final e no último sistema já foi fresada em seu estágio final. Medidas de desadaptação horizontal, vertical e uma medida absoluta foram obtidas por meio de réplicas. Assim, os valores absolutos revelaram média de 58 μm para o sistema Digident e para os outros sistemas os valores de desadaptação absoluta variaram entre 183 e 206 μm .

Para avaliar a influência do método de escaneamento, posição do pilar e ângulo de preparo na adaptação vertical de infraestrutura de zircônia de três elementos, Oyague et al. (2010) utilizaram 60 modelos metálicos simulando preparos de coroa total (6 mm de diâmetro, 7 mm de altura e 1 mm de chanfro). Em pares, os modelos foram divididos em três grupos experimentais ($n = 10$) de acordo com o ângulo de preparo (10° , 15° ou 20°). Metade das infraestruturas de cada grupo foi encerada e digitalizada e o restante foi fresada após o escaneamento dos pilares. Após a cimentação com fosfato de zinco a desadaptação vertical foi medida por meio de microscópio com aumento de 500x. Os valores de desadaptação para as infraestruturas enceradas foram significativamente maiores do que para as que tiveram os pilares escaneados. O posicionamento e a angulação dos pilares não influenciou na adaptação marginal.

No ano seguinte, Cardelli et al. publicaram um estudo em que testaram a adaptação de coroas unitárias de zircônia obtidas por moldagem digital. Com esse objetivo, 15 pacientes com indicação para restaurações do tipo coroa total foram tratados com confecção de 37 coroas unitárias de zircônia (24 na região anterior e 14 na região posterior). A redução circunferencial foi de 1,2 a 1,5 mm e a redução oclusal foi de cerca de 1,5 mm. Após confecção de provisórios, dois fios de retração com espessuras diferentes foram posicionados para a moldagem final. Após 5

minutos os fios foram removidos e aplicou-se um pó, necessário para realizar os escaneamento da região, do antagonista e da mordida. Foi feita a criação digital da restauração por meio do *software* e as coroas foram fresadas. Antes da cimentação definitiva com cimento resinoso, foram feitas réplicas das coroas para que as medidas de desadaptação fossem obtidas. Os valores encontrados para os dentes anteriores variaram de 48,81 μm a 165,47 μm , em média, e não foram significativamente diferentes quando comparados aos dos dentes posteriores.

Martinez-Rus et al., também em 2011, analisaram o efeito de diferentes técnicas para obtenção de coroas de zircônia na adaptação marginal das mesmas. Um primeiro molar superior extraído foi preparado para coroa total e duplicado 40 vezes em cera e os padrões de cera foram transformados em modelos de polímero. Os preparos foram divididos em quatro grupos ($n = 10$) de acordo com o sistema de fabricação: In Ceram Zircônia (IZ), In Ceram YZ (IY), Cercon (CC) e Procera Zircônia (PZ). As medidas de desadaptação absoluta foram feitas com os *copings* posicionados sobre os pilares sem cimentação e os resultados mostraram que o sistema In Ceram Zircônia apresentou maiores valores de desadaptação (29,98 μm) enquanto o sistema Procera Zircônia apresentou os menores valores de desadaptação (8,67 μm).

Ainda em 2011, Korkut et al. compararam a adaptação marginal, adaptação interna e microinfiltração de infraestruturas de zircônia (Procera All-Zircon, Cercon Smart Ceramics) em contraste com sistema prensado (Empress 2). Assim, 30 pré-molares humanos extraídos foram divididos em três grupos ($n = 10$). Os dentes foram preparados com chanfro de 1 mm, redução oclusal de 2 mm e ângulo de convergência de 6°. Foram obtidos moldes dos 30 preparos, vazados com gesso tipo IV. Para os sistemas Empress 2 e Cercon foram feitos enceramentos das

infraestruturas. Após obtenção, a superfície interna das infraestruturas foi silicatizada e silanizada e os dentes condicionados, seguidos da cimentação. Posteriormente as amostras foram armazenadas em água destilada em temperatura ambiente por quatro semanas e, a seguir, sofreram termociclagem de 5° a 55° C por 5000 ciclos com 20 segundos de imersão. Para avaliação da microinfiltração as amostras foram imersas em fucsina básica a 0,5% por 48 horas a 37° C. As raízes foram removidas e as coroas incluídas em resina acrílica para serem seccionadas e preparadas para avaliação microscópica, tanto de microinfiltração quanto de adaptação marginal e interna. Os resultados de desadaptação marginal apontaram valores médios de 43,02 µm para o sistemas Cercon, 47,51 µm para o sistema Empress 2 e 50,29 µm para o sistema Procera, sendo que os sistemas Procera e Cercon foram significativamente diferentes entre si. Em relação à microinfiltração, não houve diferenças significativas entre os grupos testados.

Continuando no ano de 2011, Moldovan et al. avaliaram a adaptação interna de infraestruturas de zircônia obtidas por sistema CAD-CAM. Os modelos mestres, referentes a molar e pré-molar, foram confeccionados por sistema CAD-CAM e após obtidos foram escaneados para então gerar os modelos finais. Dez impressões de cada modelo mestre (molar e pré-molar) foram feitas e obtidos modelos de gesso. Os 20 modelos foram divididos em quatro grupos (n = 5) e para cada modelo foi confeccionado um *coping* de acordo com o sistema de fabricação (Cercon e Cerec). A técnica de réplica em 3D com dois materiais diferentes foi utilizada para acessar as medidas de desadaptação interna dos *copings*. Os resultados revelaram que, tanto o material utilizado nas réplicas, quanto o sistema CAD-CAM e o tipo de dente (molar ou pré-molar), influenciaram nos valores encontrados e os autores concluíram

que todos os *copings* de zircônia apresentaram valores de adaptação interna de acordo com as atuais recomendações clínicas.

Em 2012, Rinke et al. investigaram a precisão da adaptação marginal de *copings* de zircônia fabricados com diferentes sistemas de escaneamento e fresagem. Para isso foi preparado um modelo de acrílico representativo de um preparo para coroa total em um segundo pré-molar superior esquerdo. O preparo possuía chanfro de 1 mm, redução oclusal de 1,5 mm e ângulo de convergência de 4°. O preparo foi duplicado e vazado com resina acrílica, que em seguida foi fundida, obtendo-se um modelo metálico. Quarenta impressões foram feitas do modelo metálico e obtidos quarenta modelos fundidos que foram divididos em dois grupos: 20 amostras foram digitalizadas com o sistema Cercon e as outras 20 amostras foram digitalizadas com o sistema 3Shape. O procedimento de CAD foi realizado com o *software* do sistema Cercon e sistema Dental Designer e a fresagem pela unidade fresadora Compartis. Vinte *copings* adicionais foram obtidos pelo sistema Cercon Expert. A adaptação marginal foi obtida por meio de medidas no modelo metálico associado ao *coping* de zircônia. Foram estabelecidos 24 pontos de medidas lineares realizados por meio da captura de imagens em microscópio digital. Os resultados encontrados apontaram que a média dos valores máximos de desadaptação variou entre 112,24 µm (Cercon/Compartis) e 144,6 µm (Cercon/Expert). Ainda, o sistema de escaneamento e fresagem influenciou os valores encontrados e menores valores foram encontrados quando a unidade fresadora Compartis foi usada.

Em 2013, Hamza et al. avaliaram o efeito de dois diferentes sistemas CAD-CAM (Cerec e Kavo). Sendo assim, um modelo metálico referente a um preparo para coroa total de segundo molar inferior foi confeccionado com diâmetro cervical

de 10 mm, 6 mm de altura e convergência oclusal e chanfro de 1 mm. Quarenta coroas foram fabricadas sobre o modelo preparado e divididas em dois grupos iniciais ($n = 20$) de acordo com o sistema CAD-CAM utilizado: Cerec (Grupo C) e Everest (Grupo E). Cada grupo foi subdividido em dois ($n = 10$), de acordo com o tipo de cerâmica utilizada: subgrupo L (dissilicato de lítio) e subgrupo Z (zircônia). Foram feitas 8 medidas verticais com as coroas assentadas sobre o modelo metálico. De acordo com os resultados apresentados pelos autores, as coroas de zircônia obtidas pelo sistema Everest apresentaram menores valores médios de desadaptação ($14\ \mu\text{m}$) e as coroas de zircônia obtidas pelo sistema Cerec apresentaram os maiores valores médios de desadaptação ($86,1\ \mu\text{m}$), revelando ainda a influência do tipo de sistema e cerâmica utilizados.

2.4 Comportamento mecânico da zircônia

A reabilitação da região anterior com implantes dentários é um desafio clínico. Um dos cenários mais desafiadores para o dentista está em dar resposta às expectativas dos pacientes com a osseointegração do implante e excelente incorporação estética na arcada dentária. A demanda estética elevada tem levado à utilização de restaurações livres de metal que permitem melhor resultado em áreas comprometidas esteticamente. Uma vez que existe grande aumento no número de empresas que desenvolvem pilares de zircônia, destaca-se a necessidade de determinar características mecânicas desse material frente aos desafios orais proporcionados. Sendo assim, segue um apanhado de estudos que apresentam dados a respeito do comportamento mecânico da zircônia frente a diferentes desafios.

No ano de 2006, Att et al. avaliaram a resistência à fratura de implantes unitários suportando restaurações livres de metal associadas a diferentes pilares. Quarenta e oito implantes foram divididos em três grupos ($n = 16$). Pilares de titânio foram utilizados para o grupo controle, o segundo grupo foi composto por pilares de alumina e o terceiro grupo por pilares de zircônia. Todos os pilares foram escaneados e confeccionou-se *copings* de alumina de 0,6 mm de espessura, referente a um incisivo superior, que em seguida receberam aplicação de porcelana. Os implantes foram incluídos em angulação de 135° e as superfícies internas das coroas e os pilares foram jateadas com óxido de alumínio modificado por sílica (Rocatec). Em seguida, as coroas foram cimentadas com cimento resinoso Panavia 21 e submetidas à ciclagem termomecânica de 1.200.000 ciclos, simulando 5 anos de função. A carga foi aplicada 3 mm abaixo da borda incisal, com frequência de 1,6 Hz, utilizando uma esfera cerâmica de 6 mm de diâmetro e força de 49 N. Para a ciclagem térmica foram utilizadas temperaturas de 5° e 55° C por 60 segundos cada e tempo de imersão de 12 segundos. Após a ciclagem dinâmica, as amostras receberam carga compressiva à velocidade de 2 mm/min com eixo horizontal de aplicação de 130° , utilizando ponta aplicadora semiesférica e posicionada acima do cingulo. Os resultados apontaram que todas amostras sobreviveram às ciclagens dinâmica e térmica e que os valores de resistência à fratura foram maiores para os pilares de titânio, e os grupos com pilares de alumina e zircônia foram semelhantes. Os padrões de falha revelaram que as falhas se iniciam predominantemente pela porção cervical.

Com o objetivo de determinar a resistência à fratura de pilares de zircônia e o torque necessário para remover o mesmo antes e depois de ciclagem mecânica e também avaliar o comportamento dinâmico e distribuição de tensão, Gehrke et al.,

em 2006, utilizaram 7 implante com conexão interna associados a pilares de zircônia pré-fabricados. Foi feita aplicação de cargas entre 100 e 450 N por 5 milhões de ciclos com frequência de 15 Hz, sendo aplicadas com inclinação de 30° e, ainda, aplicação de carga estática. Os pilares de zircônia exibiram valores máximos de resistência à fratura de 672 N com carga estática, 268,8 N entre 811.930 e 5.000.000 ciclos e 403,2 N com 10.000 ciclos, o que revela que os pilares de zircônia excederam os valores máximos de resistência a forças de mordida incisal reportados na literatura, segundo os autores.

Em 2009, Nguyen et al. publicaram um estudo em que investigaram a resistência à fadiga de quatro sistemas de implantes associados a pilares de zircônia (Procera Zircônia, Zireal posts e Certain ZiReal), com cinco amostras cada e 10 diferentes combinações entre tipo de conexão e diâmetro do implante (estreito, regular e largo). Para o ensaio de fadiga as amostras foram submetidas ao limite máximo de 5 milhões de ciclos com frequência de 10 Hz com carga de 21 N e ângulo de aplicação de força de 45°. Assim, os autores concluíram que diferentes diâmetros influenciaram nos padrões de falha e falhas nos pilares de zircônia foram detectadas em vários grupos.

No mesmo ano, Adatia et al. avaliaram o efeito de diferentes ângulos de redução de pilares de zircônia na resistência à fratura. Foram utilizados 30 pilares de zircônia divididos em três grupos: Grupo 1 (sem modificação), Grupo 2 (chanfro de 0,5 mm e redução oclusal de 2 mm) e Grupo 3 (chanfro de 1 mm e redução oclusal de 2 mm). Os pilares foram associados a análogos de implante e o conjunto posicionado em angulação de 30°. Foi aplicada carga na borda incisal à velocidade de 0,1 mm/min e 25° C até a falha. Os resultados apontaram falhas na interface pilar/análogo de todas as amostras, revelando a fragilidade do sistema nessa região.

Ainda em 2009, Sailer et al. compararam a resistência à fratura de pilares de zircônia com conexão interna e conexão externa. Quatro tipos de combinação pilar/implante foram incluídos nesse estudo e divididos em quatro grupos de 20 amostras: grupo A (duas partes e conexão interna – implantes e pilares Straumann), grupo B (uma parte e conexão externa – pilar Procera e implante Branemark), grupo C (duas partes e conexão interna – pilar Procera e implante Nobel Replace) e grupo D (uma parte e conexão interna – pilar Zirabut e implante Straumann). Em cada grupo, 10 amostras foram mantidas sem coroas e as outras 10 foram restauradas com coroas de leucita. As coroas foram cimentadas sobre os pilares de zircônia com cimento resinoso Panavia 21. Os implantes foram incluídos e após a cimentação das coroas, os conjuntos foram posicionados em angulação de 30° e testados após 24 horas. A carga foi aplicada 2 mm abaixo da borda incisal à velocidade de 1 mm/min até a falha. Os grupos sem a coroa obtiveram maiores valores de resistência do que os grupos com coroas cimentadas, mas não foram significativamente diferentes. Ainda, os grupos com conexão interna obtiveram maiores valores de resistência, bem como a inclusão de um intermediário metálico (duas partes) favoreceu o comportamento da zircônia.

Um estudo *in vitro* foi realizado em 2011 por Ellakwa et al. para acessar o efeito de três angulações de pilares de implantes e três espessuras do *coping* na resistência à fratura de coroas unitárias de zircônia. Foram utilizados 45 implantes e pilares de zircônia divididos em três grupos de acordo com a angulação do pilar (0°, 15° e 30°). Os três grupos foram divididos em 3 subgrupos de acordo com a espessura do *coping* (0,4, 0,6 e 0,8 mm). Após obtenção das coroas representativas de um pré-molar superior, foi realizada a cimentação com cimento Temp Bond e armazenamento em água destilada a 37° C por 24 horas. As amostras foram então

submetidas a carga compressiva à velocidade de 1 mm/min, aplicada com esfera metálica de 4 mm de diâmetro. Os resultados apontaram que a angulação de 30° obteve menores valores de resistência e que a espessura do *coping* não influenciou os valores encontrados.

Em 2012, Truninger et al. também testaram a resistência à fratura de pilares de zircônia com diferentes conexões de implante após simulação de ciclos mastigatórios e comparação com pilares de titânio com conexão interna. Quatro grupos foram estabelecidos com 12 pilares referentes ao dente 21 associados aos respectivos implantes: grupo BL (pilares de zircônia com parte única e conexão interna, sendo o pilar ETKON e o implante Straumann), grupo RS (pilares de zircônia com duas partes e conexão interna, sendo pilar Procera e implante Nobel Biocare), grupo B (pilares de zircônia e conexão externa, sendo pilar Procera e implante Nobel Biocare), grupo SP (pilares de zircônia com duas partes e conexão interna, sendo pilar CARES e implante Straumann) e grupo T, considerado o grupo controle (pilares de titânio com uma parte e conexão interna, sendo pilar CARES e implante Straumann). Antes do teste de resistência à fratura as amostras foram envelhecidas com termociclagem (5° – 50° C, 120 segundos de imersão) e simulação mastigatória (1.200.000 ciclos, 49 N de carga, 1,67 Hz de frequência) com ponta metálica esférica, inclinação de 30° das amostras e aplicação de carga 3 mm abaixo da borda incisal. Em seguida as amostras foram levadas à máquina de ensaios universais com aplicação de carga estática a 1 mm/min até a falha. Nenhuma das amostras apresentou falha após ciclagem térmica e mecânica. Já na análise estática de resistência o grupo T foi bem superior e o grupo B apresentou valores de resistência à fratura inferiores aos outros grupos testados. Fraturas do pilar foram predominantes em todos os grupos testados e no grupo B todas as fraturas ocorreram acima da plataforma do implante. Ainda, os pilares de zircônia

com conexão interna e de duas partes tiveram melhor desempenho quando comparados aos de corpo único, comprovando que o componente metálico favorece sua performance mecânica.

Em 2012, Firidinoglu et al. compararam a resistência à fratura e padrão de falha de combinações *copings* de zircônia associados a pilares de zircônia e titânio e também avaliaram a distribuição de tensões por meio de análise de elementos finitos. Para isso, 20 implantes de titânio foram divididos em dois grupos (n = 10): grupo 1 (pilares de titânio) e grupo 2 (pilares de zircônia). Todos os pilares foram restaurados com *copings* de zircônia de 1 mm de espessura e cimentados sobre os pilares com cimento resinoso Multilink. As amostras foram carregadas até a falha à velocidade de 0,5 mm/min, 2 mm abaixo da borda incisal na região palatina da superfície do *coping* com angulação de 135° e utilizando esfera metálica de 6 mm de diâmetro. A análise estatística revelou ausência de diferenças significativas entre os grupos testados. Nenhum pilar de titânio fraturou, enquanto três pilares de zircônia fraturaram na região cervical, assim como sete *copings* fraturaram no grupo 2. Na análise de elementos finitos a concentração de tensão ocorreu no *coping* para ambos os grupos, mais especificamente na região palatina.

Também em 2012, Martinez-Rus et al. avaliaram a resistência à fratura de coroas de porcelana pura cimentadas em pilares de zircônia e titânio. Pilares personalizados representativos do dente 11 foram confeccionados em titânio e zircônia (n = 30 por grupo) com conexão interna. Os grupos foram subdivididos em três de acordo com o material da coroa: (1) dissilicato de lítio por meio de CAD/CAM, (2) dissilicato de lítio prensado e (3) zircônia. As infraestruturas do grupo 2 e 3 foram cobertas manualmente com cerâmica à base de fluorapatita. Os pilares de todos os grupos e a superfície interna das coroas de zircônia foram jateados com partículas

de Al_2O_3 (100 μm , 1 bar). A superfície interna das coroas de dissilicato de lítio foram condicionadas com ácido hidrófluorídrico 4,5% por 20 segundos e os pilares e coroas foram silanizados antes da cimentação, que foi realizada com cimento resinoso Multilink. Finalmente as amostras foram armazenadas a 37° C por 48 horas antes do teste de resistência à fratura. Para o teste de resistência à fratura as amostras foram posicionadas em 30° e foi aplicada carga à velocidade de 0,5 mm/min, na borda incisal. Os resultados apontaram que os pilares de titânio associados a coroas de dissilicato de lítio obtidas por CAD/CAM apresentaram os maiores valores de resistência à fratura e que as coroas de dissilicato de lítio, tanto obtidas por CAD/CAM quanto aplicadas manualmente, apresentaram maiores valores de resistência à fratura quando associadas aos pilares de titânio e comparadas aos pilares de zircônia. Os pilares de zircônia associados a coroas de zircônia apresentaram falhas exclusivamente no pilar, sem dano à coroa.

Em 2013, Foong et al. determinaram a resistência à fratura de conexões internas de titânio e zircônia. Para isso utilizaram 22 amostras simulando coroas metálicas de um incisivo central superior, divididas em dois grupos: o grupo T com pilares de titânio e o grupo Z com pilares de zircônia. Os pilares foram obtidos por meio do sistema CAD-CAM e associados aos implantes com torque de 20 Ncm. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso Panavia F 2.0 e armazenadas em líquido salino por 24 horas em temperatura ambiente. As forças mastigatórias foram simuladas utilizando máquina de ensaio de fadiga em que as amostras foram posicionadas em ângulo de 30°. O ciclo mastigatório foi simulado por meio de contrações isométricas com frequência variando entre 120 e 200 ciclos por minuto (2 a 5 Hz). A carga cíclica iniciou-se em 50 N por 5.000 ciclos e foi seguida por estágios de 100, 150, 200, 250, 300 e 400 N atingindo o máximo de 20.000 ciclos

em cada estágio. As amostras foram cicladas até a falha. Os resultados apontaram que a taxa de sobrevivência dos pilares de titânio foi significativamente superior quando comparada à dos pilares de zircônia. Ainda, o padrão de falha dos pilares de zircônia ocorreu na parte apical do pilar, sem danos ao parafuso ou implante, fraturando sempre na região do hexágono interno.

Mais recentemente, em 2014, Sui et al. investigaram a correlação entre adaptação marginal e resistência à fratura de pilares de zircônia e, ainda, a viabilidade para aplicações clínicas. Foram utilizados 20 pilares de zircônia e 30 implantes com conexão interna. A análise de adaptação foi feita calculando o espaço existente entre o pilar de zircônia e o implante de titânio partido ao meio. Em seguida os pilares de zircônia foram associados a 20 implantes inteiros, e foram fotografados antes e depois do torque. O ensaio de resistência à fratura foi realizado utilizando máquina de ensaios universais. A carga foi aplicada em 90° em direção ao longo eixo da amostra. O valor de adaptação entre o hexágono e o implante foi 19,38 μm e a resistência à fratura apresentou média de 282,93 N, além disso todas as falhas ocorreram na região do hexágono. A análise de correlação revelou que a desadaptação interna foi negativamente relacionada com a resistência à fratura.

2.5 Ensaio de fadiga

Os tópicos anteriores discutiram vários aspectos relacionados aos diversos tipos de tratamentos de superfície propostos para as cerâmicas à base de zircônia com o objetivo de funcionalizar sua superfície, aumentando os valores de resistência de união, seja por mecanismos químicos, mecânicos ou a associação de ambos. Ainda, discutiu-se o comportamento da zircônia frente a ensaios mecânicos, em sua maioria estáticos. As metodologias são infinitas, no entanto, acredita-se que ensaios

de fadiga apresentem resultados com maior fidelidade aos desafios orais. Assim, esse último tópico traz estudos que evidenciam o comportamento mecânico da zircônia frente a ensaios de fadiga, explorando não apenas os resultados, mas também os procedimentos metodológicos.

Em 2009, *Coelho et al.* avaliaram o comportamento de fadiga de coroas totais confeccionadas por dois sistemas à base de zircônia. As dimensões médias de uma coroa de molar mandibular foram importados para *software* CAD e o preparo do dente foi modelado através da redução das paredes proximais em 1,5 mm e da superfície oclusal em 2 mm. Por meio de prototipagem do preparo, um modelo mestre foi utilizado para fabricação de coroas de cerâmica com infraestrutura de 0,5 mm em zircônia e cerâmica de cobertura com espessura de 1 mm (Sistema LAVA e CERCON). As coroas foram cimentadas em réplicas envelhecidas (30 dias em água) do preparo dentário, feitas com resina composta (Z100, 3M/ESPE). Antes da cimentação foi aplicada uma camada de *metal primer* (Alloy Primer, Kuraray Ltd., Osaka, Japão) na parte interna da infraestrutura de zircônia. Para o ensaio de fadiga, três coroas do grupo LAVA foram sujeitas a um único ciclo de carregamento até a falha para determinar o perfil de tensão a ser utilizado com as outras amostras na proporção de 4:2:1 (leve, moderado e agressivo, respectivamente). A carga máxima aplicada em qualquer perfil foi de 600 N e o máximo de ciclos no perfil leve foi de 130 mil ciclos. Ao final de cada ciclo as amostras foram analisadas quanto à presença de falhas e por meio da análise de Weibull foi determinada a taxa de sobrevivência para uma missão de 50 mil ciclos com 200 N de carga. Os resultados apontados pelos autores mostram que fadiga não é um fator de aceleração forte e que as falhas serão distribuídas ao longo de uma ampla gama de ciclos. Ainda, as falhas em ambos os grupos foram predominantemente coesivas na cerâmica de cobertura.

No ano de 2010, Bonfante et al. avaliaram os níveis de estresse em núcleos em zircônia e em cerâmica de cobertura (que compreende um núcleo de *design* alternativo [n=17] contra um projeto do núcleo padrão [n=17]), sob modelos submetidos a ensaio de fadiga. As dimensões de um primeiro molar foram importadas para um *software* e um preparo de dente foi modelado (CAD). As coroas foram confeccionadas pelo sistema LAVA e depois cimentadas com cimento RelyX Unicem foram submetidas ao ensaio de fadiga e os dados analisados por meio de curvas de Weibull. Para isso, três amostras de cada grupo foram submetidas a carregamento estático com objetivo de determinar o perfil do ensaio de fadiga, distribuído na proporção 3:2:1 (suave, moderado e agressivo, respectivamente). A probabilidade de falha foi calculada para uma missão de 50 mil ciclos com 250 N. Os resultados de simulação mecânica descreveram mudança nos níveis de tensão para o núcleo padrão em comparação com o modelo alternativo, conferindo maior confiabilidade ao núcleo alternativo.

No mesmo ano, Guess et al. realizaram um estudo com objetivo de avaliar o comportamento de fadiga e confiabilidade de coroas fabricadas por meio de CAD-CAM com dissilicato de lítio de corpo único (IPS e.max CAD, n = 19) ou com infraestruturas de zircônia (IPS e.max ZirCAD/Ceram, n = 21) e cerâmica de cobertura. Foi gerado um modelo digital, seguido de prototipagem, referente à coroa de molar mandibular em que o preparo serviu de modelo mestre. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso em modelos de resina composta representativos do preparo dentário e antes da cimentação foi aplicado *metal primer* (Metal/Zirconia Primer, Ivoclar Vivadent) nas coroas de zircônia. As amostras foram armazenadas em água por sete dias e então submetidas à fadiga usando, na proporção 3:2:1, três perfis (de suave a agressivo) que foram determinados por meio de ensaio estático

com três amostras de cada grupo até a falha ocorrer. Ao fim de cada ciclo as amostras eram analisadas quanto à presença de falhas. O perfil suave para o grupo ZirCAD iniciou com 50 N até 750 N e 180 mil ciclos, o moderado iniciou com 100 N até 750 N e 170 mil ciclos e o agressivo iniciou com 200 N até 750 N e 140 mil ciclos. Já para o grupo e-max CAD, o perfil suave iniciou em 500 N até 900 N e 180 mil ciclos, o moderado foi de 900 N e 110 mil ciclos e agressivo 900 N e 60 mil ciclos. As curvas de probabilidade e o nível de confiabilidade foram calculados. Os resultados revelaram que as coroas de zircônia apresentaram lascas na cerâmica de cobertura e confiabilidade $<0,01$ para a missão de 100 mil ciclos e 200 N. Nenhuma coroa de dissilicato de lítio falhou para a missão de 180 mil ciclos e 900 N.

Em 2011, Magne et al. estudaram o padrão de falha e resistência à fadiga de porcelana tipo III (Vita Mark II) e resina composta (Paradigm MZ100) cimentadas sobre pilar de zircônia personalizado. Para isso 24 pilares de implantes de zircônia foram fabricados e as superfícies das restaurações de porcelana foram tratadas com ácido fluorídrico e silano e as de resina composta com jateamento e silano. A parte coronária do pilar foi jateada e as restaurações ($n = 24$) foram cimentadas com uma camada de *primer* para zircônia (Z-Prime Plus), adesivo (Optibond FL) e uma resina composta pré-aquecida (Filtek Z100). O ensaio de fadiga foi realizado em frequência de 5 Hz e carga de 40 N, seguido por fases de 80, 120, 160, 200, 240 e 280 N (20.000 ciclos cada). As amostras foram carregadas até a fratura ou ao máximo de 140.000 ciclos. Os grupos foram comparados por meio de análise de sobrevivência. Os resultados revelaram que os grupos Mark II e MZ100 fraturaram com carga média de 216 N e 229 N (taxa de sobrevivência de 17% e 8%, respectivamente), sem diferença na probabilidade de sobrevivência. Entre as amostras fraturadas,

40% das falhas aconteceram ao nível do pilar para Mark II e 27% para MZ100, e não foram observadas falhas exclusivamente adesivas.

Novamente, Magne et al., também em 2011, publicaram outro estudo relatando o mesmo protocolo de fadiga utilizado anteriormente para dentes anteriores. Desta vez o grupo propôs a utilização de pilares de implantes feitos de resina composta (Paradigm MZ100) e associados a restaurações de porcelana (Paradigm C) e resina composta (Paradigm MZ100). As superfícies das restaurações de porcelana foram tratadas com jateamento, ácido fluorídrico e silano e as de resina composta com jateamento e silano. A parte coronária do pilar foi jateada e silanizada, e as restaurações (n = 28) foram cimentadas com adesivo (Optibond FL) e uma resina composta pré-aquecida (Filtek Z100). O ensaio de fadiga foi realizado em frequência de 5 Hz e carga de 40 N, seguido por fases de 80, 120, 160, 200, 240 e 280 N (20.000 ciclos cada). As amostras foram carregadas até fratura ou ao máximo de 140.000 ciclos. Os grupos foram comparados por meio de análise de sobrevivência e os resultados apontaram que as amostras de Paradigm C e MZ100 fraturaram com carga média de 243 e 206 N (taxa de sobrevivência de 21% e 0%), respectivamente, com diferença significativa na probabilidade de sobrevivência. As amostras fraturadas apresentaram padrões de falha misto e falhas unicamente adesivas não foram observadas. A sobrevivência de pilares de resina composta foi semelhante à de pilares de zircônia idênticos aos reportados no estudo anterior.

Scherrer et al., em 2011, questionaram a influência do tratamento de superfície de cerâmicas à base de zircônia na resistência à fadiga dessas peças após esse tipo de tratamento. Para isso foram confeccionadas 66 barras por meio do sistema CAD-CAM, sendo que metade das amostras foram tratadas com sistema Cojet (sílica 30 µm) por

20 segundos à distância de 7 mm e pressão de 2,5 bar e a outra metade permaneceu inalterada. Para o ensaio de fadiga foi utilizado um apoio de 3 pontos para as barras de zircônia imersas em água com frequência de 10 Hz. Após o teste foi constatado que as amostras não foram afetadas negativamente pelo tratamento de superfície, na verdade o procedimento aumentou o limite de fadiga em cerca de 15-31%.

Ainda nesse ano, Cavusoglu et al. avaliaram a resistência à fadiga de dois sistemas diferentes de CAD/CAM para obtenção de peças cerâmicas referentes a coroas unitárias sobre implantes. Foi gerado um modelo metálico com implante dentário para receber as coroas monocerâmicas que foram posicionadas e receberam carga de 300 N a 2 Hz por 100.000 ciclos. Os resultados mostraram que 10 coroas de alumina-silicato fraturaram no início dos ciclos e as outras prosseguiram com formação de trincas. Ainda houve formação de trincas para duas de 10 coroas de leucita e as outras peças continuaram sem presença visível de trincas, mas fraturaram após a remoção.

Oderich et al., em 2011, estudaram a resistência à fadiga e padrão de falha de coroas e *onlays* de cerâmica e compósito associados a pilares de zircônia referentes a pré-molares. Assim, 60 pilares padronizados de zircônia foram obtidos pelo sistema Neoshape de acordo com dois projetos de restauração diferentes (*onlay* ou coroa) . Usando Cerec 3, as coroas e *onlays* foram fabricadas em cerâmica (Paradigm C) ou resina composta (Paradigm MZ100) , resultando em quatro grupos experimentais (n = 15). As superfícies dos pilares foram condicionadas com HF e silanizadas (Paradigm C) ou jateadas com óxido de alumínio e silanizadas (Paradigm MZ100). Após a inserção dos pilares para um implante cone Morse (Titamax CM), todas as restaurações foram cimentadas com *primer* para zircônia (Z-Prime Plus), adesivo (Optibond FL) e resina composta pré-

aquecida (Filtek Z100) . Para o ensaio de fadiga foram utilizados ciclos isométricos (5 Hz) começando com carga de 50 N (5.000x), seguidos por fases de 200, 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400 N (25.000x cada). As amostras foram carregadas até a fratura ou ao máximo de 180 mil ciclos e os quatro grupos foram comparados por meio de análise de sobrevivência. Todas as *onlays* de resina composta e coroas sobreviveram (taxa de sobrevivência de 100%), enquanto as de cerâmica fraturaram sob carga média de 1347 N e 1280 N, respectivamente (a taxa de sobrevivência de 46,7% e 20%), com diferença significativa na probabilidade de sobrevivência. Os padrões de falha consistiram em falhas parciais ou totais apenas da restauração, sem haver nenhuma falha de pilar ou afrouxamento do parafuso.

Em 2012, Martins et al. publicaram um estudo a respeito do comportamento mecânico frente a ensaio de fadiga de diferentes sistemas de pilares sobre implante referentes a coroas unitárias, bem como os padrões de falha. Foram utilizados 63 implantes Ti-6Al-4V divididos em três grupos: Replace Select (RS); ICIMP Osseotite e Unitite, que foram restaurados com seus respectivos pilares. Coroas metálicas referentes ao incisivo central foram cimentados e submetidas a ensaio de fadiga (n = 18) a 2 Hz. A análise de Weibull foi utilizada para determinar a confiabilidade para uma missão de 50.000 ciclos a 200 N. Ainda foram determinados os padrões de falha por meio de microscópio eletrônico de varredura. Os resultados apontados pelos autores revelam que a carga média de ruptura foi de 348,14 N para RS, 324,07 N para OSSEOTITE e 321,29 N para o sistema Unitite. Não foram encontradas diferenças significativas nos níveis de confiabilidade entre os sistemas. Os padrões de falha diferiram entre os sistemas e todas as amostras fraturaram após o término do ensaio.

Mais recentemente, em 2014, Rosentritt et al. investigaram o tipo de falha e a resistência à fratura de sistemas pilar/implante de zircônia e titânio com aplicação

anterior de carga. Oito grupos pilar/implante ($n = 8$) com diferentes combinações foram testados e obtiveram 64 coroas referentes ao dente 11, feitas em zircônia. Os implantes foram incluídos em angulação de 135° , representando a média da angulação interincisal em oclusão normal. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso Panavia F 2.0. Como antagonista foi utilizada uma esfera cerâmica com 12 mm de diâmetro, com contato na palatina do dente e distante 2 mm da borda incisal. Foi realizada ciclagem térmica ($2 \times 3.000 \times 5^\circ \text{C}/55^\circ \text{C}$, 2 minutos cada ciclo) e mecânica ($1,2 \times 10^6$; 50 N; 1,6 Hz; com abertura de 2 mm). As amostras sobreviventes foram, ainda, submetidas a carga até a falha. Os resultados revelaram que tanto a combinação entre zircônia e titânio, quanto o tipo de conexão, influenciaram na resistência mecânica do conjunto. Ainda, independente do material do implante ou do pilar, as falhas de retenção pelo parafuso sempre envolviam a conexão, e as conexões dos pilares de zircônia apresentaram fratura ou do implante ou do pilar.

Também em 2014, Alqahtani & Flinton, avaliaram o efeito de diferentes níveis de preparo de pilares de zircônia em relação a carga de fratura. Para isso, utilizaram 27 pilares de zircônia associados a 27 análogos de implante, divididos em 3 grupos ($n = 9$): o grupo Zu sem nenhuma alteração, o grupo Zp1 com redução apical do pilar de 1 mm e o grupo Zp2 com redução apical de 1,5 mm. As amostras foram posicionadas em angulação de 135° e cicladas individualmente com frequência de 10 Hz por 250 mil ciclos, durante 7 horas, com carga variando de 10 a 210 N. Após a ciclagem, a máquina de ensaio foi programada para aplicar carga progressiva com velocidade de 1 mm/min até a falha da amostra. Os valores de resistência à fratura do grupo Zu foram maiores e as fraturas ocorreram em sua maioria na interface pilar-análogo. Todas as amostras sobreviveram à ciclagem.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo geral

Avaliar a resistência de união à zircônia após diferentes tipos de tratamento de superfície e ainda avaliar o comportamento mecânico de pilares e *copings* de zircônia associados aos mesmos tratamentos, todos realizados antes e após sinterização.

3.2 Objetivos específicos

3.2.1 Fase 1

- Avaliar a resistência de união entre zircônia e cimento resinoso por meio de microcisolamento de discos de cerâmica à base de zircônia, usinados por sistema CAD/CAM, após diferentes tratamentos de superfície: jateamento com Al_2O_3 e silicatização antes e após sinterização;
- Analisar a topografia de superfície dos discos de cerâmica submetidos aos diferentes tratamentos propostos e da interface de cimentação de dois discos tratados e cimentados;
- Analisar os padrões de falhas de cilindros de cimento resinoso sobre os discos submetidos aos diferentes tratamentos de superfície;
- Determinar a rugosidade de superfície dos grupos tratados.

3.2.2 Fase 2

- Avaliar o comportamento mecânico por meio de ensaio de fadiga de conjuntos de análogo-pilar-coroa sendo os pilares e os *copings* (infraestruturas)

também obtidos por sistema CAD/CAM e submetidos aos mesmos tratamentos de superfície supracitados;

- Avaliar desajustes marginais das infraestruturas associadas aos pilares após os tratamentos propostos com medidas antes da cimentação;
- Analisar os padrões de falhas encontrados após o ensaio de fadiga para os conjuntos análogo-pilar-coroa;
- Determinar a probabilidade de sobrevida dos conjuntos análogo-pilar-coroa após ensaio de fadiga por meio de análise de sobrevivência “*life table survival analysis*”;
- Determinar a rugosidade de superfície dos grupos tratados.

A hipótese nula é de que não haverá aumento nos valores de resistência ao microcisalhamento após diferentes tratamentos de superfície e, ainda, que os mesmos tratamentos não irão influenciar no comportamento mecânico dos conjuntos análogo-pilar-coroa.

4 Materiais e Métodos

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Fase1 - Tratamento superficial e resistência de união de discos

4.1.1 Confecção dos discos

Noventa e cinco discos de zircônia com 12,6 mm de diâmetro e 1 mm de espessura após sinterizados foram confeccionados por meio de sistema NEOSHAPE (Neodent, Curitiba, Brasil) e obtidos nas condições de sinterizados e pré-sinterizados (Figura 1).

Figura 1. Discos de zircônia. A: Discos sinterizados; B: discos pré-sinterizados.

4.1.2 Tratamentos de superfície dos discos

Com objetivo de avaliar o efeito de diferentes protocolos de tratamento de superfície, os discos de zircônia foram divididos em cinco grupos ($n = 19$), definidos pelo protocolo de condicionamento: Grupo C – grupo controle sem nenhum tipo de tratamento; Grupo AL – jateamento com partículas de Al_2O_3 (Renfert, Hilzingen, Alemanha) com 110 μm , antes da sinterização; Grupo ALS – jateamento com partículas de Al_2O_3 (Renfert) com 110 μm , após sinterização; Grupo RO – silicatização com sistema Rocatec Plus (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), antes da

sinterização; e Grupo ROS - silicatização com sistema Rocatec Plus (3M ESPE), após sinterização.

Para os grupos C, ALS e ROS, foi estabelecido um protocolo de jateamento com pressão de 3 bar, durante 15 segundos e distância de 20 mm. Já os grupos AL e RO foram submetidos a um protocolo diferente, com o objetivo de não danificar os corpos de prova, já que eles ainda se encontravam pré-sinterizados e, portanto, foi utilizada pressão de 1,5 bar, durante 8 segundos e distância de 25 mm. Ainda, para padronização desses parâmetros foi confeccionado um dispositivo para alojar os discos, permitindo a determinação precisa da distância bem como um movimento dinâmico em cerca de 180°, fazendo com que fosse gerada uma faixa jateada nos discos e não apenas um ponto (Figura 2).

Figura 2. Dispositivo para jateamento e silicatização. A: Segmento para fixação da ponta do jato; B: segmento giratório para fixação do disco.

Antes do processo de silicatização, a superfície dos corpos de prova a ser revestida por sílica foi jateada com óxido de alumínio de 110 μm com distância e pressão de acordo com o descrito acima. Além de limpar e ativar a superfície, esse tratamento objetivou a obtenção de aspereza uniforme, ideal para a subsequente ancoragem microretentiva da resina. Em seguida, a superfície pré-tratada foi jateada

com o óxido de alumínio modificado por sílica (Rocatec Plus, 3M ESPE) com partículas de 110 μm , para a formação de camada triboquímica.

Após os respectivos tratamentos de superfície, os discos não sinterizados foram então submetidos ao processo de sinterização para obter sua conformação final e incluídos em resina de poliuretano (F16, Axson, São Paulo, Brasil) (Figura 3).

Figura 3. Inclusão dos discos de zircônia. A: Disco posicionado sobre uma fita adesiva no interior do tubo PVC; B: disco incluído após vertida a resina de poliuretano.

4.1.3 Ensaio de microcisalhamento

Para o ensaio de microcisalhamento ($n = 10$) foi confeccionado um dispositivo para confecção dos cilindros de cimento resinoso com 1 mm de diâmetro e 1,3 mm de altura sobre os discos de zircônia já tratados e incluídos (Figura 4). As superfícies revestidas com sílica foram condicionadas com RelyX Agente Silano (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) para estabelecer união química com o cimento resinoso, seguindo as recomendações do fabricante. Assim, após a mistura da pasta base e pasta catalisadora do cimento resinoso autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), o material foi utilizado para preencher os orifícios do dispositivo. O agente de cimentação foi, então, fotoativado por 40 s e após a remoção do

dispositivo as amostras foram armazenadas em água destilada a 37° C por 24 horas.

Figura 4. Confeção dos cilindros de cimento resinoso sobre o disco de zircônia. A: Dispositivo para confecção dos cilindros de cimento resinoso; B: cilindros de cimento resinoso posicionados sobre o disco de zircônia.

Após a confecção, todos os cilindros foram observados em lupa estereoscópica S8APO (Leica, Leica Microsystems, Hurbrugg, Suíça) com câmera digital (DFC295, Leica Microsystems) para verificar a presença de descontinuidades na interface com a cerâmica. Aqueles que apresentaram falha foram descartados. Para ensaio de resistência de união por microcisalhamento, um fio de aço-inox (0,2 mm de diâmetro) foi posicionado em volta de cada cilindro, alinhado de forma justaposta à interface de união. O ensaio foi realizado em máquina de ensaios universais (DL 2000, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) à velocidade de 1 mm/minuto até ocorrer a falha (Figura 5). Para cada grupo avaliado, 30 cilindros foram testados, três em cada disco cerâmico.

Após o ensaio de microcisalhamento, os valores de resistência de união foram tabulados em mega pascal (MPa).

Figura 5. Dispositivo para posicionamento da amostra na EMIC durante ensaio de microcisalhamento.

4.1.4 Análise padrão de falha

Para as análises de microcisalhamento com os discos cerâmicos, os padrões de falhas foram classificados da seguinte forma: falha adesiva (tipo 1), falha coesiva do cimento (tipo 2) ou falha mista, envolvendo os dois tipos anteriores (tipo 3), após análise em microscópio óptico.

4.1.5 Caracterização da topografia de superfícies e interfaces

Discos representativos das superfícies condicionadas ($n = 3$) foram submetidos a avaliação em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (LEO 435 VP; LEO Electron Microscopy Ltd., Cambridge, UK). Para análise das interfaces de união, 6 discos de cada grupo foram unidos, dois a dois ($n = 3$), usando fina camada de cimento resinoso. A carga de 5 kg para cimentação foi utilizada e a fotoativação foi realizada por 40 s em cada lado dos discos aderidos. Após 24 horas, os corpos de prova foram incluídos em poliuretano e cortados perpendicularmente à interface de união. As superfícies seccionadas foram polidas com lixas de carvão de silício 600, 1200 e 2000, seguidos de pastas diamantadas de 3, 1 e 0,5 μm (Metadi II, Buehler, Illinois, EUA), com água destilada. Debris foram removidos com ultrassom (Ultrasonic Cleaner 1440D, Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) durante 5 minutos após cada passo de polimento (Figura 6). Em seguida, as amostras foram enviadas para realização de imagens em MEV e posterior análise.

Figura 6. Preparo dos discos para análise da interface. A: Dois discos após cimentação entre eles; B: Interface de união exposta após cimentação, inclusão, secção e preparo para MEV.

4.1.6 *Análise da rugosidade superficial dos discos*

Os mesmos discos representativos das superfícies condicionadas, utilizados para avaliação em MEV ($n = 3$), foram antes analisados em Microscópio de Varredura Confocal a Laser (MVCL) (LEXT 3D Measuring Laser Microscope OLS4000, OLYMPUS, Tokyo, Japão) para determinação da rugosidade de superfície (Ra) e análise da topografia de superfície. Para essa análise, campos de visão de $1281 \times 1281 \mu\text{m}$ (tamanho de digitalização) foram considerados. Quatro medições foram realizadas para cada amostra em todos os grupos.

4.1.7 *Análise estatística*

Um pacote de *software* específico (SAS ® 9.0, SAS Institute Inc., Carolina do Norte, EUA) foi utilizado para todas as análises estatísticas. Para as comparações foi utilizado um modelo de regressão linear com efeitos mistos e teste de Tukey com intervalo de confiança de 95% e nível de significância de 1% ($p < 0,01$).

4.2 *Fase 2 – Tratamento superficial e avaliação de propriedades mecânicas de copings e pilares*

4.2.1 *Análogos de Implante*

Setenta análogos de implante do tipo hexágono externo e plataforma regular (Neodent, Curitiba, Brasil) foram incluídos em resina de poliuretano, com inclinação de 30° (norma ISO 14801) que padroniza os ensaios propostos (Figura 7).

Figura 7. Inclusão dos análogos de implante. A: Dispositivo para posicionamento do análogo em 30°; B: análogo incluído em resina de poliuretano.

4.2.2 Obtenção dos copings e pilares

Inicialmente foi realizado um enceramento do futuro pilar de zircônia. Para isso foi necessário um pilar do tipo UCLA calcinável com base de cobalto-cromo antirotacional (Neodent, Curitiba, Brasil), posicionado sobre um dos análogos descrito previamente, incluído em 90° em resina de poliuretano (Figura 8).

O enceramento finalizado foi então enviado para o escaneamento por meio do sistema NEOSHAPE (Neodent), gerando um modelo digital sobre o qual foi criado o *coping* de zircônia com 0,5 mm de espessura e chanfro de 1 mm (Figura 9). Com os modelos digitais definidos, a fresagem foi realizada e os *copings* e pilares de zircônia obtidos.

Figura 8. Enceramento do futuro pilar de zircônia.

Figura 9. *Coping* e pilar de zircônia obtidos após fresagem e sinterização.

4.2.3 Tratamentos de superfície dos copings

Os conjuntos análogo-pilar-*coping* foram também divididos em cinco grupos ($n = 14$), definidos pelo protocolo de condicionamento: Grupo C – grupo controle sem nenhum tipo de tratamento, nem no pilar nem no *coping*; Grupo AL – jateamento com partículas de Al_2O_3 (Renfert) com $110\ \mu\text{m}$, antes da sinterização do pilar e do *coping*; Grupo ALS – jateamento com partículas de Al_2O_3 (Renfert) com $110\ \mu\text{m}$, após sinterização do pilar e do *coping*; Grupo RO – silicatização com sistema Rocatec Plus (3M ESPE) com $110\ \mu\text{m}$, antes da sinterização do pilar e do *coping*; e Grupo ROS - silicatização com sistema Rocatec Plus (3M ESPE) com $110\ \mu\text{m}$, após sinterização do pilar e do *coping*.

Nessa etapa, tanto os *copings* quanto os pilares também passaram pelo mesmo procedimento descrito para os discos. Após os respectivos tratamentos de superfície, os *copings* e pilares não sinterizados foram então submetidos ao processo de sinterização para obter sua conformação final.

4.2.4 Análise da desadaptação marginal e análise da rugosidade de superfície dos *copings* e pilares

Medidas antes da cimentação dos *copings* foram realizadas em quatro pontos pré-estabelecidos (vestibular, mesial, distal e palatina) do perímetro marginal entre a superfície dos pilares e dos *copings* para os cinco grupos ($n = 14$) com o auxílio de MVCL (OLYMPUS). Um pilar de cada grupo foi fixado sobre um análogo de implante e os *copings* justapostos com ajuda de um anteparo, permitindo a visualização em 90° com a lente do microscópio. Campos de visão de $1281 \times 1281 \mu\text{m}$ (tamanho de digitalização) foram considerados para obtenção das imagens e posterior mensuração da desadaptação marginal em micrometros. Ainda, em cada um dos quatro pontos pré-estabelecidos foram realizadas três medições e então obtida a média.

Ainda por meio de MVCL, imagens foram capturadas para posterior medida da rugosidade de superfície dos pilares e dos *copings* em todos os grupos ($n = 14$) com objetivo de comparar com os discos e avaliar a possibilidade de se conseguir os mesmos valores de rugosidade em superfícies com diferentes desenhos. Para essa análise, campos de visão em $1281 \times 1281 \mu\text{m}$ (tamanho de digitalização) foram considerados para análise da rugosidade média (R_a) da zircônia após diferentes tratamentos de superfície, expressando-o como um valor numérico (μm). Quatro medições foram realizadas para cada corpo de prova pré-tratado e uma média foi obtida.

4.2.5 Obtenção e cimentação das Coroas

Após todas as análises de rugosidade superficial e desadaptação marginal dos *copings*, os mesmos foram submetidos à aplicação de cerâmica de cobertura

por meio do sistema IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, São Paulo, Brasil). Para isso, foi confeccionado um enceramento representativo de um canino maxilar e a partir dele foi feita uma matriz de silicone (FlexiTime, Heraeus Kulzer, Nova York, EUA), que possibilitou as duplicações em cera para escultura (Rainbow, São Paulo, Brasil) sobre os *copings* existentes (Figura 10).

Figura 10. Preparo do enceramento das coroas. A: Enceramento representativo de canino maxilar; B: matriz de silicone bipartida; C: enceramento duplicado sobre o pilar de zircônia.

Antes da duplicação em cera, os *copings* de zircônia foram preparados com aplicação do IPS e.max Zirliner (Ivoclar Vivadent, São Paulo, Brasil) e levados ao forno (Programat® EP 5000, Ivoclar Vivadent, São Paulo, Brasil) para a queima, seguindo as orientações do fabricante (Figura 11). Em seguida, com os enceramentos prontos, os *sprues* foram posicionados na base dos anéis (IPS e.max Investment Ring System, Ivoclar Vivadent, São Paulo, Brasil), o anti-bolha aplicado (Kota, São Paulo, Brasil) e o revestimento (IPS PressVEST Speed, Ivoclar Vivadent, São Paulo, Brasil) vertido após manipulação a vácuo (Figura 12).

Figura 11. Preparo dos *copings* para receber o enceramento das coroas. A: Aplicação do Zirliner; B: *copings* posicionados no forno para queima; C: *copings* após a queima do Zirliner.

Figura 12. Inclusão dos enceramento. A: *Sprues* posicionados na base do anel; B: aplicação do anti-bolha; C: revestimento sendo vertido no anel.

Após a presa do revestimento, os anéis foram preparados para o pré-aquecimento e então o processo de injeção das pastilhas de cor A1 (IPS e.max ZirPress HT Ingots, Ivoclar Vivadent, São Paulo, Brasil) foi realizado seguindo as orientações do fabricante. Ao fim da injeção foi realizada a desinclusão das coroas obtidas, fraturando-se o cilindro de revestimento e realizando um jateamento usando

pérolas de vidro com pressão entre 2 e 4 bar. O acabamento e polimento foram realizados e o *glaze* aplicado e queimado também de acordo com recomendações do fabricante (IPS e.max Ceram Glaze Powder, Ivoclar Vivadent, São Paulo, Brasil). Assim, 70 coroas totais padronizadas com infraestrutura em zircônia foram finalizadas (Figura 13) e então preparadas para a cimentação sobre os respectivos pilares de zircônia. As superfícies dos *copings* revestidas com sílica foram condicionadas com RelyX Agente Silano (3M ESPE) para estabelecer união química com o cimento resinoso, seguindo as recomendações do fabricante. Antes da cimentação, foi dado o torque de 32 Ncm aos parafusos Neotorque (Neodent, Curitiba, Brasil) e os orifícios vedados com fita de teflon (Figura 14). Em seguida, após a mistura da pasta base e pasta catalisadora do cimento resinoso autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE), o material foi inserido no interior de cada coroa, e as mesmas posicionadas manualmente sobre o pilar. Um dispositivo com 439 g foi utilizado para o correto assentamento das coroas sobre os pilares (Figura 15). Os excessos de cimento foram removidos com auxílio de sonda exploradora, as peças foram fotoativadas por 20 s em cada face e então armazenadas em água destilada a 37° C por 24 horas (Figura 16).

Figura 13. Coroas com copings de zircônia finalizadas após glaze.

Figura 14. Preparo dos pilares para cimentação. A: parafuso Neotorque; B: pilar após receber o torque e com orifício vedado com fita de teflon.

Figura 15. Dispositivo para assentamento das coroas.

Figura 16. Amostras armazenadas após cimentação em água destilada.

4.2.6 Ensaio de fadiga mecânica

Os conjuntos análogo-pilar-coroa ($n = 14$) foram submetidos a ensaio cíclico de fadiga mecânica (Biopdi, São Carlos, Brasil) usando protocolo de carregamento isométrico com frequência de 5 Hz começando em 80 N, seguido por estágios de 120, 160, 200, 240, 280 e 320 N, com máximo de 20.000 ciclos em cada estágio. As amostras foram posicionadas na máquina (Figura 17) buscando a centralização da ponta antagonista na borda incisal. As pontas antagonistas foram confeccionadas por meio de parafusos revestidos por resina composta (Z100, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) formando uma superfície plana (Figura 18). Simultaneamente à ciclagem mecânica, as amostras foram submetidas à ciclagem térmica, com temperatura variando entre 5° e 55° C e tempo de imersão de 40 segundos. As amostras foram carregadas até a falha ou até o máximo de 140.000 ciclos e, após a tabulação dos dados, derivações estatísticas de confiabilidade foram extraídas dos resultados (Magne et al., 2011a; Magne et al., 2011b). A resistência à fadiga dos grupos estudados foi comparada por meio da análise de sobrevivência *life table survival analysis*. Em cada estágio (definido por cada ciclo de carga), o número de amostras começando o estágio, intactas, e o número de amostras fraturadas durante o estágio foi tabulado, permitindo o cálculo de probabilidade de sobrevivência em cada intervalo.

Figura 17. Amostras posicionadas na máquina de fadiga mecânica.

Figura 18. Posicionamento da ponta antagonista. A: Ponta antagonista, com resina composta planificada; B: visão aproximada da amostra posicionada na máquina de fadiga mecânica.

4.2.7 Análise do padrão de falha

Após o ensaio de fadiga os conjuntos análogo-pilar-coroa tiveram o padrão de falha classificado da seguinte forma: falha no pilar (tipo I), falha na porcelana (tipo II), falha no *coping* (tipo III), falha envolvendo o pilar e *coping* (tipo IV) ou falha envolvendo pilar e porcelana (tipo V).

As falhas foram catalogadas e duas amostras de cada grupo foram selecionadas para terem as superfícies examinadas em MEV. Para isso essas amostras tiveram a porção coronária incluída em resina de poliuretano e após a presa do material, cada amostra foi levada à cortadeira de precisão (Isomet 100, Buehler, Illinois, EUA) para serem seccionadas e expor a linha de cimentação e a provável linha de fratura. As superfícies seccionadas foram polidas com lixas de carbetto de silício 600, 1200 e 2000, seguidas de pastas diamantadas de 3, 1 e 0,5 μm (Metadi II, Buehler, Illinois, EUA), com água destilada. Debris foram removidos com ultrassom (Ultrasonic Cleaner 1440D, Odontobrás, São Paulo, Brasil) durante 5 minutos após cada passo de polimento (Figura 19). Em seguida, as amostras foram enviadas para realização de imagens em MEV e posterior análise.

Figura 19. Amostras que falharam e foram preparadas para análise em MEV. A: Falha iniciada no pilar; B: falha catastrófica no pilar.

4.2.8 Análise estatística

Um pacote de *software* específico (R Statistical Programming Language 3.1.1, Viena, Áustria) foi utilizado para todas as análises estatísticas. Foi realizado uma tábua de sobrevida para encontrar as probabilidades de sobrevida em cada estágio de carga em relação ao número de falhas. A probabilidade de sobrevida foi determinada em porcentagem, sendo que quanto mais próximo de 100% maior é a chance não haver falha em determinada carga. O teste de Log-Rank foi utilizado para comparar os grupos testados. Foi considerado o nível de significância de 5%.

Ainda, para verificar a correlação entre os valores de desadaptação e de número de ciclos e estágio de carga foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman. Este coeficiente varia de -1 até 1, sendo que valores próximos a zero indicam que não existe correlação entre os valores encontrados, e que valores próximos às extremidades indicam que existe relação entre estes valores. E para a análise dos padrões de falha foi utilizado o teste de Fisher com nível de significância de 5%.

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 Fase 1

5.1.1 Ensaio de microcisalhamento

A análise estatística descritiva para os valores de falha (MPa) nos cinco grupos está representada na Tabela 1. O modelo de regressão linear com efeitos mistos e o teste de Tukey mostraram que o grupo ROS alcançou valores significativamente superiores a todos os outros grupos para a resistência ao microcisalhamento ($p < 0,01$), sugerindo forte relação entre a silicatização e silanização dos discos após a sinterização. Não houve diferença significativa entre os grupos C e ALS ($p = 0,42$) e entre os grupos C e AL ($p = 0,20$).

Tabela 1- Resistência ao Microcisalhamento (MPa) entre os grupos testados

Grupo	Média (IC 95%) (MPa)
Controle	5,69 (4,48 – 6,91) ^a
ALS	9,01 (7,38 – 10,63) ^{ab}
ROS	27,32 (25,31 – 29,32) ^c
AL	9,94 (7,85 -12,03) ^{ab}
RO	13,05 (10,21 – 15,90) ^b

*Grupos identificados com letras diferentes apresentam diferença significativa (Teste de Tukey $p < 0,01$)

5.1.2 Análise do padrão de falha

As amostras do grupo C demonstraram apenas falhas adesivas. Os grupos ALS, ROS, AL e RO demonstraram diferentes taxas de falhas adesivas, coesivas e mistas (Figura 20). Altos valores de resistência de união foram associados a falhas combinadas. A Tabela 2 lista o percentual de distribuição das falhas encontradas em cada grupo.

Figura 20. Amostras representativas das falhas ocorridas após ensaio de microcisalhamento. A: Falha adesiva; B: falha mista; C: falha coesiva.

Tabela 2- Distribuição (%) do padrão de falha para todos grupos

Padrão de Falha	Grupos				
	AL	ALS	C	RO	ROS
1	93,10%	90%	100%	76,92%	17,24%
2	0%	0%	0%	0%	3,45%
3	6,90%	10%	0%	23,08%	79,31%

5.1.3 Caracterização da topografia de superfícies e interfaces

As imagens obtidas em MEV das superfícies dos discos de zircônia bem como as interfaces cimentadas com RelyX U200 são mostradas na Figura 21. O grupo C apresentou superfície relativamente plana, sem a presença de extensas ranhuras (Figura 21A), e a interface revelou apenas justaposição do cimento (Figura 21B). Pequenas alterações na superfície e interface com poucas irregularidades

foram observadas no grupo ALS (Figuras 21C e 21D). No grupo ROS, ranhuras com pequena extensão e depósitos sugestivos de sílica foram observados (Figuras 21E e 21F). A fotomicrografia da superfície no grupo AL apresentou defeitos superficiais com aparência granular e interface revelando apenas justaposição de cimento (Figuras 21G e 21H). As mudanças superficiais no grupo RO sugerem deposição de sílica e aparência granular e interface com pequena imbricação mecânica.

5.1.4 Análise da rugosidade superficial dos discos

As imagens da MCVL dos discos de zircônia são representadas na Figura 22. Analisando a morfologia superficial é possível constatar que há ausência de homogeneidade, mais evidente nas superfícies dos grupos AL e RO (Figuras 22D e 22E), e que nos grupos C, ALS e ROS (Figuras 22A, 22B e 22C) o tratamento de superfície resultou superfície mais homogênea.

A análise da rugosidade revelou que as amostras do grupo C foram estatisticamente similares aos grupos AL ($p = 0,20$), RO ($p = 0,38$) e ROS ($p = 0,99$), ainda o grupo ALS apresentou os maiores de R_a entre os grupos (Tabela 3).

Figura 21. Imagens representativas da topografia de superfície e interfaces em MEV. A: grupo controle com superfície relativamente plana e sem presença de extensas ranhuras; B: interface do grupo controle revelando apenas justaposição do cimento; não há evidências de grande embricamento mecânico; C: superfície do grupo ALS com algumas alterações, embora rasas; D: interface do grupo ALS aparentemente com leve embricamento mecânico; E: alterações superficiais no grupo ROS, sugerindo deposição de sílica; F: interface do grupo ROS sugerindo interposição de sílica; G: superfície do grupo AL com alterações superficiais de aspecto granular; H: interface do grupo AL revelando apenas justaposição do cimento; I: alterações superficiais do grupo RO, sugerindo deposição de sílica e aspecto granular; J: interface do grupo RO com leve embricamento mecânico.

Figura 22. Imagens representativas da topografia de superfície dos discos em MCVL. A: grupo controle com superfície pouco alterada apresentando depressões retilíneas oriundas do processo de usinagem; B: grupo ALS com superfície levemente irregular, mas homogênea; C: grupo ROS com irregularidades superficiais semelhantes à do grupo ALS; D: grupo AL com superfície bastante irregular, no entanto existe falta de homogeneidade; E: grupo RO com irregularidades semelhantes à do grupo AL e também com falta de homogeneidade superficial.

Tabela 3- Valores de rugosidade dos discos (μm) entre os grupos analisados

Grupo	Média (IC 95%)
Controle	1,95 (1,8 – 2,1) ^a
AL	2,33(2,13– 2,52) ^{ab}
ALS	2,73 (2,39 – 3,08) ^b
RO	2,26 (2,03 – 2,49) ^{ab}
ROS	2,01 (1,79 – 2,24) ^a

*Grupos identificados com letras diferentes apresentam diferença significativa (Teste de Tukey $p < 0,01$)

5.2 Fase 2

5.2.1 Análise da desadaptação marginal e análise da rugosidade de superfície dos *copings* e pilares

Os valores obtidos durante a avaliação da desadaptação marginal dos *copings* sobre os pilares são apresentados na Tabela 4. O grupo RO apresentou os maiores valores de desadaptação. Os menores valores de desadaptação foram apresentados pelo grupo C que por sua vez foi semelhante aos grupos ALS ($p = 0,15$) e ROS ($p = 0,23$). Imagens obtidas em MVCL para a medição da desadaptação marginal dos *copings* sobre os pilares estão representadas na Figura 23. Pelas respectivas imagens percebe-se espaços similares apresentados pelos grupo C, ALS e ROS (Figura 23A, 23B e 23C) e irregularidades mais acentuadas representadas pelos grupos AL e RO (Figura 23D e 23E) o que corrobora com os valores de desadaptação encontrados (Tabela 4). Ainda, a análise da rugosidade dos *copings* revelou que o grupo ALS obteve maiores valores de rugosidade, no entanto esses valores foram semelhantes ao grupo AL ($p = 0,03$) e RO ($p = 0,31$) (Tabela 5). Na análise de rugosidade dos pilares foi constatado que o grupo RO

obteve maiores valores de rugosidade, no entanto esses valores foram semelhantes ao grupo AL ($p = 0,6$), ALS ($p = 0,09$) e ROS ($p = 0,38$) (Tabela 6). As Figuras 25 e 26 apontam as imagens relativas a rugosidade superficial dos pilares e *copings*, e revelam similaridades entre as características morfológicas dos grupos dos discos, pilares e *copings* de zircônia.

Tabela 4. Valores de desadaptação marginal (μm) entre os grupos analisados

Grupo	Média (IC 95%)
Controle	46,21 (42,62 – 49,79) ^a
AL	104,7(95,24 – 114,16) ^b
ALS	55,08 (51,83 – 58,32) ^a
RO	171,53 (155 – 188,07) ^c
ROS	53,05(50,17 – 55,92) ^a

*Grupos identificados com letras diferentes apresentam diferença significativa (Teste de Tukey $p < 0,01$)

Tabela 5- Valores de rugosidade dos *copings* (μm) entre os grupos analisados

Grupo	Média (IC 95%)
Controle	2,13 (1,99 – 2,27) ^a
AL	2,41(2,28 – 2,54) ^{ab}
ALS	2,86 (2,7 – 3,03) ^b
RO	2,57(2,49 – 2,65) ^{ab}
ROS	2,21(2,16 – 2,25) ^a

*Grupos identificados com letras diferentes apresentam diferença significativa (Teste de Tukey $p < 0,01$)

Tabela 6- Valores de rugosidade dos pilares (μm) entre os grupos analisados

Grupo	Média (IC 95%)
Controle	1,85 (1,76 – 1,95) ^a
AL	2,31(2,19 – 2,44) ^{ab}
ALS	2,16 (2,04 – 2,27) ^{ab}
RO	2,53(2,41 – 2,66) ^b
ROS	2,27(2,17 – 2,36) ^{ab}

*Grupos identificados com letras diferentes apresentam diferenças significantes (Teste de Tukey $p<,01$)

Figura 23. Imagens representativas da desadaptação entre pilares e *copings* de zircônia em MCVL. A: grupo controle com desadaptação presente e superfície uniforme; B: grupo ALS com desadaptação similar à do grupo controle, com superfície levemente alterada, mas homogênea; C: grupo ROS com imagem similar à do grupo ALS; D grupo AL com desadaptação mais acentuada e com bordas irregulares; E: grupo RO com irregularidades semelhantes às do grupo AL.

Figura 24. Imagens representativas da topografia de superfície dos *copings* de zircônia em MCVL. A: grupo controle com superfície pouco alterada; B: grupo ALS com superfície levemente irregular, mas homogênea; C: grupo ROS com irregularidades superficiais semelhantes às do grupo ALS; D: grupo AL com superfície com irregularidades mais intensas; E: grupo RO com irregularidades semelhantes às do grupo AL.

Figura 25. Imagens representativas da topografia de superfície dos pilares de zircônia em MCVL. A: grupo controle com superfície pouco alterada, relativamente plana; B: grupo ALS com superfície levemente irregular, mas homogênea; C: grupo ROS com irregularidades superficiais semelhantes às do grupo ALS; D: grupo AL com superfície com irregularidades mais intensas e menos homogêneas; E: grupo RO com irregularidades semelhantes às do grupo AL.

Por fim, foi realizada a comparação entre as rugosidades superficiais dos discos, *copings* e pilares que mostrou, em aspectos gerais, similaridade entre os valores de Ra encontrados nos *copings* e nos discos ($p = 0,22$) e entre os discos e pilares ($p = 0,96$). Assim, apenas o grupo dos *copings* se diferenciou estatisticamente do grupo dos pilares ($p < 0,01$), apresentando maiores valores de rugosidade superficial (Tabela 7).

Tabela 7- Valores de rugosidade dos pilares (μm) entre os grupos analisados

Grupo	Média (IC 95%)
Disco	2,26 (2,14 – 2,37) ^{ab}
<i>Coping</i>	2,44(2,37 – 2,5) ^a
Pilar	2,22 (2,16 – 2,27) ^b

*Grupos identificados com letras diferentes apresentam diferença significativa (Teste de Tukey $p < 0,01$)

5.2.2 Ensaio de fadiga mecânica

A resistência à fadiga e as taxas de sobrevivência dos conjuntos análogo-pilar-coroa são apresentados nas Tabelas 8, 9 e 10. As amostras do grupo Controle falharam com carga média de 277,1 N e uma amostra chegou ao fim de 140.000 ciclos sem falhas (sobrevida de 3,9%); para o grupo AL, a carga média para ocorrer falhas foi de 289,2 N e três amostras sobreviveram ao final de todos os ciclos (sobrevida de 13,9%); no grupo ALS foi encontrada carga média de 271,4 N com duas amostras intactas ao fim do teste (sobrevida de 8,6%); no grupo RO as amostras falharam com carga média de 270,7 N e nenhuma amostra sobreviveu ao fim dos 140.000 ciclos; por fim, o grupo ROS obteve carga média de 268,5 N e duas amostras sobreviveram ao fim de todos os ciclos (sobrevida de 9,5%). Nenhuma

diferença significativa foi encontrada para as taxas de sobrevivência entre os grupos testados ($p = 0,57$) (Gráfico 1).

Ainda, verificando a correlação entre os valores de desconforto marginal e número de ciclos/estágio de carga por meio do coeficiente de correlação de Spearman em que este coeficiente varia de -1 até 1, foi determinado que não houve correlação significativa entre os valores de desconforto e o comportamento mecânico determinado pelo ensaio de fadiga (Gráficos 2, 3, 4, 5 e 6).

Tabela 8. Resistência à fadiga dos grupos Controle, AL e ALS

Grupos	Amostras	Carga de Falha (N)	Ciclos	Padrão de Falha
Controle	1	200	69.423	Tipo IV
	2	160	60.000	Tipo I
	3	240	81.212	Tipo IV
	4	320	140.000	Tipo II
	5	320	140.000	Tipo II
	6	320	121.078	Tipo I
	7	280	120.000	Tipo II
	8	200	62.037	Tipo V
	9	280	101.055	Tipo II
	10	320	124.628	Tipo II
	11	280	111.765	Tipo II
	12	320	120.982	Tipo I
	13	320	124.895	Tipo V
	14	320	140.000	Sem falhas
AL	1	320	130.169	Tipo I
	2	320	135.620	Tipo II
	3	320	140.000	Sem falhas
	4	200	79.023	Tipo V
	5	280	120.000	Tipo V
	6	320	125.877	Tipo II
	7	320	120.098	Tipo II
	8	320	126.472	Tipo V
	9	320	140.000	Sem falhas
	10	160	60.000	Tipo I
	11	240	90.552	Tipo I
	12	320	133.427	Tipo I
	13	320	140.000	Sem falhas
ALS	1	240	80.447	Tipo I
	2	320	133.723	Tipo V
	3	320	140.000	Sem falhas
	4	240	80.447	Tipo I
	5	280	102.180	Tipo I
	6	240	91.780	Tipo II
	7	320	123.000	Tipo V
	8	320	120.180	Tipo V
	9	240	91.780	Tipo I
	10	320	121.919	Tipo I
	11	200	69.684	Tipo V
	12	240	94.520	Tipo II
	13	200	69.684	Tipo I
	14	320	140.000	Sem falhas

Tabela 9. Resistência à fadiga dos grupos RO e ROS

Grupos	Amostras	Carga de Falha (N)	Ciclos	Padrão de Falha
RO	1	320	139.877	Tipo II
	2	320	138.090	Tipo I
	3	320	136.697	Tipo I
	4	200	70.268	Tipo I
	5	320	122.268	Tipo V
	6	200	69.695	Tipo I
	7	240	85.720	Tipo I
	8	320	124.018	Tipo I
	9	320	136.534	Tipo I
	10	160	60.000	Tipo I
	11	240	85.720	Tipo I
	12	240	85.720	Tipo I
	13	320	136.970	Tipo II
ROS	1	280	105.359	Tipo II
	2	280	107.569	Tipo I
	3	160	50.975	Tipo I
	4	240	80.739	Tipo II
	5	280	106.595	Tipo II
	6	200	65.046	Tipo V
	7	320	140.000	Sem falhas
	8	240	84.977	Tipo I
	9	240	93.478	Tipo I
	10	280	110.420	Tipo I
	11	320	140.000	Sem falhas
	12	320	134.194	Tipo V
	13	320	126.626	Tipo I
	14	280	105.467	Tipo I

Tabela 10. Probabilidade de sobrevida (%) por estágio de carga em cada grupo

Grupos	Carga (N)	Número de amostras iniciando o ciclo	Número de amostras que falharam	Probabilidade de Sobrevida (%) (IC 95%)
Controle	80	14	-	100
	120	14	-	100
	160	14	1	92,9 (59,1 – 99)
	200	13	2	78,6 (47,3 – 92,5)
	240	11	1	71,4 (40,6 – 88,2)
	280	10	3	50 (22,9 – 72,2)
	320	7	6	3,9 (0,1 – 24,3)
AL	80	13	-	100
	120	13	-	100
	160	13	1	92,3 (46,6 – 98,9)
	200	12	1	84,6 (51,2 – 95,9)
	240	11	1	76,9 (44,2 – 91,9)
	280	10	1	69,2 (37,3 – 87,2)
	320	9	6	13,9 (1,5 – 39,2)
ALS	80	14	-	100
	120	14	-	100
	160	14	-	100
	200	14	2	85,7 (53,9 – 96,2)
	240	12	5	50 (22,9 – 72,2)
	280	7	1	42,9 (17,7 – 66)
	320	6	4	8,6 (0,5 – 31,5)
RO	80	13	-	100
	120	13	-	100
	160	13	1	92,3 (56,6 – 98,9)
	200	12	2	76,9 (44,2 – 91,9)
	240	10	3	53,9 (24,8 – 76)
	280	10	3	53,9 (24,8 – 76)
	320	7	7	-
ROS	80	14	-	100
	120	14	-	100
	160	14	1	92,9 (59,1 – 99)
	200	13	1	85,7 (53,9 – 96,2)
	240	12	3	64,3 (34,3 – 83,3)
	280	9	5	28,6 (8,8 – 52,4)
	320	4	2	9,5 (0,6 – 33,5)

Gráfico 1. Probabilidade de sobrevivência entre os grupos testados (Life-table Survival Analysis).

Gráfico 2. Correlação grupo Controle. A: correlação entre cargas e desadaptação (coeficiente de Spearman = -0,325); B: correlação entre ciclos e desadaptação (coeficiente de Spearman = -0,169).

Gráfico 3. Correlação grupo AL. A: correlação entre cargas e desadaptação (coeficiente de Spearman = -0,040); B: correlação entre ciclos e desadaptação (coeficiente de Spearman = -0,104).

Gráfico 4. Correlação grupo ALS. A: correlação entre cargas e desadaptação (coeficiente de Spearman = -0,371); B: correlação entre ciclos e desadaptação (coeficiente de Spearman = -0,377).

Gráfico 5. Correlação grupo RO. A: correlação entre cargas e desadaptação (coeficiente de Spearman = -0,156); B: correlação entre ciclos e desadaptação (coeficiente de Spearman = -0,033).

Gráfico 6. Correlação grupo ROS. A: correlação entre cargas e desadaptação (coeficiente de Spearman = 0,374) B: correlação entre ciclos e desadaptação (coeficiente de Spearman = 0,33).

5.2.3 Análise do padrão de falha

A distribuição dos padrões de falha encontrados após o ensaio de fadiga são apresentados da Tabela 11.

Tabela 11. Distribuição (%) dos padrões de falha entre os grupos testados.

Padrão de Falha	Grupos				
	AL	ALS	C	RO	ROS
I	31%	43%	21,4%	76,9%	50%
II	23%	14,2%	42,8%	15,3%	21,4%
III	0%	0%	0%	0%	0%
IV	0%	0%	14,2%	0%	0%
V	23%	28,5%	14,2%	7,6%	14,2%

*Falha no pilar (tipo I), falha na porcelana (tipo II), falha no coping (tipo III), falha no pilar e coping (tipo.IV), falha no pilar e porcelana (tipo V).

Não houve nenhum tipo de falha exclusivamente no *coping* de zircônia (Tipo III) em nenhum dos grupos testados. Todos os grupos apresentaram padrões de falhas similares, não havendo diferenças estatisticamente significantes ($p = 0,27$). Foi encontrado maior número de falhas exclusivamente no pilar (Tipo I), exceto no

grupo Controle que apresentou predominantemente falhas exclusivamente na porcelana (Tipo II). Imagens macroscópicas dos padrões de falhas encontrados estão representado na figura 26. Ainda, a avaliação em MEV demonstra o provável início da linha de fratura, justificando o maior número de falhas do Tipo I encontradas (Figura 27).

Figura 26. Fotografias dos padrões de falhas encontrados. A: Falha tipo I (no pilar); B: falha tipo II (na porcelana); C: falha tipo IV (no pilar e coping); D: falha tipo V (no pilar e porcelana).

Figura 27. Imagens em MEV dos padrões de falha dos conjuntos análogo-pilar-coroa. A: grupo controle em menor aumento com setas apontando fratura no pilar; B: grupo controle em maior aumento evidenciando fratura do pilar; C: grupo ALS com menor aumento e setas na base do pilar fraturado; D: grupo ALS em maior aumento e seta evidenciando a fratura no pilar; E: grupo ROS em menor aumento com seta revelando descontinuidade da base do pilar após fratura; F: grupo ROS em maior aumento com seta indicando fratura na base do pilar; G: grupo AL com menor aumento e seta indicando rompimento total do pilar em sua base; H: outra amostra do grupo AL em maior aumento com seta revelando a origem da fratura na base do pilar; I: grupo RO em menor aumento com seta evidenciando trinca na porcelana; J: grupo RO com maior aumento e seta apontando trinca na porcelana.

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi investigar o efeito de diferentes tratamentos de superfície de zircônia na resistência ao microcisalhamento, bem como investigar a influência desses tratamentos nos padrões de rugosidade, desadaptação e comportamento mecânico das peças. A utilização do Rocatec resultou em valores de microcisalhamento mais elevados em comparação com o grupo controle (Tabela 1). Assim, a hipótese de que os diferentes tratamentos de superfície não aumentariam os valores de resistência ao microcisalhamento entre zircônia e cimento resinoso foi rejeitada. Blixt et al., em 2000, demonstraram efeito similar do sistema Rocatec na resistência ao cisalhamento de amostras de óxido de alumínio densamente sinterizadas, indicando que Rocatec foi uma forma eficaz de aumentar a resistência ao cisalhamento da união adesiva.

O sistema de revestimento de sílica - Rocatec, que aplica dois processos de jateamento na superfície antes da aplicação de uma resina, pode criar maior superfície ativa pelo primeiro jateamento da superfície com Al_2O_3 e, em seguida, a formação da camada de sílica por preenchimento da superfície com partículas especiais de sílica. O silano aplicado evidentemente aumenta a ligação entre a sílica e a superfície da cerâmica e também entre os grupos orgânicos do cimento resinoso aplicado. Uma vez que a camada de sílica criada demonstra estar bem ligada à superfície cerâmica (Kern & Thompson, 1994), isso pode explicar, em parte, os elevados valores de adesão encontrados no estudo.

Por outro lado, os grupos tratados com Al_2O_3 foram semelhantes ao grupo controle, o que está de acordo com os achados de vários estudos (Blixt et al., 2000; de Oyague et al., 2009; Casucci et al., 2011), que atestaram que a resistência de

união à zircônia não melhorou após jateamento com Al_2O_3 . Oyagüe et al. (2009) e Casucci et al. (2011) relataram que jateamento da zircônia produz certa aspereza, mas apenas retenções limitadas foram produzidas, portanto, não melhoraram a adesão à zircônia.

O jateamento e a silicatização de cerâmicas à base de zircônia antes da sinterização pode melhorar a força de ligação da resina com essas cerâmicas e prevenir danos à sua microestrutura (Monaco et al., 2011), mas poucos estudos têm avaliado este método alternativo de condicionamento da superfície da zircônia. Neste estudo, os grupos AL e RO foram tratados antes da sinterização e os resultados mostraram que, para os valores de resistência ao microcisalhamento, o grupo AL foi semelhante aos grupos controle e RO, alcançando valores mais elevados, mas inferior aos grupos ALS e ROS, tratados após a sinterização. Em avaliação piloto, Mônaco et al. (2011) encontraram maiores resultados de resistência de união com jateamento usando Al_2O_3 antes da sinterização da zircônia. Isso contradiz nosso estudo que apontou que, tanto antes quanto depois da sinterização, os valores de resistência de união para jateamento com Al_2O_3 foram menores. Provavelmente, isto pode ser explicado pela utilização de diferentes parâmetros para o jateamento, especialmente a pressão de 4 bar. Em todos os grupos, não apenas no grupo silicatizado, os autores aplicaram silano e isso pode ter contribuído para a ligação química quando Al_2O_3 foi usado e, finalmente, um teste de resistência ao cisalhamento foi realizado e não o teste de resistência ao microcisalhamento, como no nosso estudo. Além disso, a limpeza ultrassônica em água destilada pode ter removido quantidade significativa da camada de revestimento de sílica, consequentemente, a resistência de união de cimentos resinosos à zircônia revestida por sílica pode ter diminuído, conforme relatado por Nishigawa et al.

(2008), e esta foi mais uma diferença entre estes estudos e o nosso, no qual cuidado foi tomado nesta fase justamente para evitar a remoção da camada de sílica.

Anteriormente demonstrou-se que a silicatização antes da sinterização não foi eficaz, mostrando resultados semelhantes de resistência de união quando comparados com a zircônia não condicionada (Monaco et al., 2011). Isto é semelhante aos achados deste estudo, no qual o grupo RO revelou menores valores de resistência ao microcisalhamento quando comparado ao grupo ROS, e foi semelhante aos grupos AL e ALS. Olhando por este ponto de vista, parece que o processo de sinterização da zircônia pode levar à perda do revestimento de sílica por meio da contração de sinterização que leva à perda de volume de até 25% e promove o fechamento de espaços vazios (Piwowarczyk et al., 2005; Devigus et al. 2004), e ainda a temperatura necessária para ocorrer a sinterização da zircônia foi elevada o suficiente para atingir o ponto de fusão da sílica que é de cerca de 1830° C, sendo possível que nesse processo a sílica tenha se perdido e, portanto, a superfície da zircônia perde a capacidade para fazer ligações químicas, apresentando valores de resistência ao microcisalhamento semelhantes aos dos grupos jateados com Al_2O_3 .

O padrão de falha em quase todas as amostras do grupo ROS após o teste de microcisalhamento foi misto. Nos grupos AL, ALS e RO, falhas mistas ocorreram, mas houve predominância de falhas adesivas em mais de 50% dos casos (Tabela 2). Esta diferença do padrão de falha se deve à superfície altamente irregular de sílica criada, resultando na melhoria da área de contato entre a superfície de zircônia e o cimento resinoso. Outra razão para o padrão misto de falha do grupo ROS é que, segundo o fabricante, o cimento RelyX U200 contém monômeros de metacrilato, monômero fosfatado adesivo e cargas silanizadas em sua composição

química, e o monômero fosfatado adesivo reforçou a autoligação com a zircônia, especialmente após o revestimento de sílica e aplicação do silano (Nothdurft et al., 2009), que muitas vezes ultrapassa a sua própria força coesiva. Para o grupo controle, o padrão de falha foi apenas adesivo, enquanto que para os grupos AL, ALS e RO, falhas mistas ocorreram, mas houve predominância de falhas adesivas. A predominância de falha adesiva para esses grupos pode ser explicada pelas características da zircônia em cada tratamento superficial, considerando-se que, mesmo depois do jateamento, foram produzidas irregularidades limitadas, não melhorando, assim, a união com a zircônia e caracterizando falhas adesivas.

Neste estudo, análises em MCVL e MEV foram utilizadas para observar alterações morfológicas após diferentes tratamentos de superfície, interpretar sua relação com a rugosidade superficial e, ainda, avaliar a interface de cimentação criada. Nos discos analisados em MEV, o grupo controle apresentou superfície relativamente lisa, sem sulcos extensos e a interface apenas com cimento justaposto, o que explica as conclusões relativas aos dados da resistência ao microcisalhamento e análises do padrão de falha (Figuras 21A e 21B). Resultados semelhantes foram encontrados no grupo ALS, onde algumas mudanças ocorreram, embora tenham sido superficiais (Figuras 21C e 21D). No grupo ROS, imagens de MEV mostram modificações de superfície que sugerem deposição de sílica, justificando os altos valores de resistência ao microcisalhamento (Figuras 21E e 21F). Por outro lado, os grupos AL e RO mostram modificação da superfície com aspecto granular, e embora o grupo RO também tenha sugerido a deposição de sílica nestes grupos, os valores de resistência ao microcisalhamento foram menores, provavelmente devido ao padrão de modificação de superfície (Figuras 21G, 21H, 21I e 21J).

A observação das imagens MCVL feitas dos discos corrobora com os resultados da avaliação MEV. Além disso, as imagens de rugosidade superficial confirmam que, embora haja maior irregularidade da superfície sobre discos tratados antes da sinterização (Figuras 22D e 22E), tais irregularidades, que poderiam contribuir para o aumento da retenção mecânica, não são homogêneas e, portanto, não são capazes de aumentar a resistência ao microcisalhamento. Nos grupos tratados após a sinterização (Figuras 22B e 22C) foi produzida superfície homogênea, o que contribuiu para os valores mais elevados de resistência ao microcisalhamento, embora os valores de rugosidade tenham sido menores para o grupo ROS. Além disso, o grupo ROS obteve os valores mais elevados de resistência ao microcisalhamento, indicando que o revestimento de sílica promoveu ligação química na interface cimento resinoso e cerâmica, mas não resultou em modificação significativa da superfície (Figura 22C). Alterações no tamanho da partícula e/ou do tempo de jateamento devem ser melhor avaliadas, embora tratamentos mais agressivos possam acelerar a formação de microtrincas na superfície da cerâmica, comprometendo, assim, a qualidade do substrato (Oyague et al., 2010).

Ainda, análises da rugosidade superficial dos *copings* e pilares foram realizadas objetivando a comparação com os resultados obtidos para as análises feitas com os discos (Tabelas 5 e 6). Sendo assim, em relação à análise dos *copings*, o grupo ALS obteve maiores valores de rugosidade; no entanto, esses valores foram semelhantes aos dos grupos AL e RO. Talvez essa irregularidade se confirme pelo desenho do *coping* e dificuldade de homogeneização do jateamento, bem como pela dificuldade de seleção de uma região mais plana do *coping* para visualização no MCVL, já que o mesmo foi utilizado na sua forma original, sem

nenhum tipo de corte, o que permitia o acesso apenas à borda do *coping*. Em relação aos pilares, os resultados apontaram que o grupo RO obteve maiores valores de rugosidade e esses valores foram semelhantes aos dos grupos AL, ALS e ROS. Acredita-se que o *design* dessas peças dificulta tratamentos fielmente padronizados, assim como os encontrados nos discos, que definem com maior precisão padrões de rugosidade encontrados nos grupos. Apesar disso, por meio da comparação entre as médias dos grupos dos discos, *copings* e pilares foi observado que os resultados obtidos nos grupos dos pilares foram semelhantes aos dos grupos dos discos e os grupos dos *copings* também foram estatisticamente semelhantes aos grupos dos discos; no entanto, os grupos dos pilares e *copings* foram diferentes entre si, o que, mais uma vez, evidencia a dificuldade de comparar os valores de rugosidade desses grupos devido ao formato das peças (Tabela 7). Ainda, por meio das imagens realizadas em MCVL (Figuras 24 e 25) ainda que fique evidente a diferença de *design* das peças em relação aos discos, nota-se, de forma evidente, a similaridade de topografia de superfície obtida após os tratamentos realizados dos grupos testados, corroborando com os valores de rugosidade superficial encontrados.

Atualmente não existe técnica padronizada disponível para avaliação da fenda marginal em restaurações dentárias. Várias técnicas para examinar a desadaptação marginal, tais como a visualização direta, corte, confecção de moldagens e réplicas, avaliações exploratórias e visuais, têm sido relatadas. Parâmetros importantes como consistência do ponto de medição, reprodutibilidade do método utilizado, e utilização de seccionamento, têm, todos, sido considerados. Nesse estudo os *copings* não foram cimentados antes da avaliação, pois quando as amostras são cimentadas, podem perder a precisão da adaptação primária,

permitindo assim que o tipo cimento, viscosidade, e técnicas de cimentação, possam influenciar nos resultados (Hamza et al., 2013). A precisão do ajuste marginal foi avaliada em MCVL pela visualização direta e medições externas (Figura 23). A visualização direta tem a vantagem de ser não destrutiva e, por conseguinte, é aplicável à prática clínica, simplificando o preparo das amostras e tornando o método viável e reproduzível. Nessa análise, o grupo RO apresentou os maiores valores de desadaptação. Os menores valores de desadaptação foram apresentados pelo grupo C, que por sua vez foi semelhante aos grupos ALS e ROS (Tabela 4). Dessa maneira, o fato dos *copings* não sinterizados (Grupo RO) possuírem superfície mais sensível ao jateamento, mesmo tendo um protocolo de jateamento diferenciado, e estrutura mais fina na borda dos mesmos, os torna mais susceptíveis à perda de estrutura e consequentemente há aumento da desadaptação marginal que pode ser observado nas imagens em MCVL (Figura 23D e 23E). Isso, por sua vez, é confirmado por Att et al. (2008), que reitera a influência do tratamento de superfície antes da cimentação no aumento das fendas marginais. Sendo assim, a abrasão a ar, que é um passo essencial do método Rocatec, antes da cimentação, foi relatada como causa de defeitos marginais, aumentando o espaço entre a coroa e o pilar. Já os grupos ALS e ROS, por já estarem sinterizados previamente ao tratamento, apresentaram valores de desadaptação semelhantes aos do grupo controle. De acordo com a literatura, média de desajuste marginal no intervalo entre 100-120 μm é considerada clinicamente aceitável (Scotti et al., 2011). Boening et al. (2000) encontraram para coroas de cerâmica pura do sistema Procera, valores medianos entre 80 e 95 μm para restaurações anteriores e entre 90 e 145 μm para indicações posteriores. Ainda, Hamza et al. (2013) apontaram valores próximos a 50 μm para coroas de zircônia obtidas por meio do sistema CAD/CAM.

Esses valores são similares aos encontrados no grupo controle, que apresentou 46,21 μm de desadaptação marginal. Por outro lado, Martinez Rus et al. (2011) encontraram valores de desadaptação marginal bem inferiores aos valores encontrados nesse estudo; no entanto, as peças não passaram pelos tratamentos de superfície que poderiam comprometer a adaptação das mesmas. Em 2009, Kohorst et al. relataram outro aspecto importante que influencia os valores de desadaptação: os diferentes sistemas CAD/CAM utilizados para obtenção de infraestruturas dentárias utilizando zircônia sinterizada ou pré-sinterizada. Nesse estudo, avaliando vários sistemas, as médias de desadaptação marginal vertical variaram entre 23 e 197 μm . Nesse sentido, o grupo RO, que apresentou o maior valor de desadaptação marginal (171,53 μm), pode ter esse resultado justificado pelas condições já citadas que a zircônia apresenta antes de ser sinterizada, sendo aconselhável a utilização criteriosa e cuidadosa de técnicas de abrasão a ar para minimizar defeitos marginais que podem tornar essa situação desfavorável para o seu uso. Todos os outros grupos apresentaram valores de desadaptação marginal dentro de valores tidos como aceitáveis.

Para o ensaio de fadiga mecânica foi utilizado um protocolo de carregamento isométrico com frequência de 5 Hz começando em 80 N, seguido por estágios de 120, 160, 200, 240, 280 e 320 N, com máximo de 20.000 ciclos em cada estágio. Alguns autores (Fennis et al., 2004; Magne & Knezevic, 2009) revelam que o benefício desse tipo de ensaio é que ele proporciona melhor simulação das condições clínicas do que um teste de carga estática e não exige um extenso período de testes. Vários estudos *in vitro* (Aramouni et al., 2008; Kerstein & Radke, 2008; Adatia et al., 2009) investigando pilares de zircônia demonstraram que alta magnitude de cargas estáticas são necessárias para fraturar espécimes. A primeira

parte do teste está dentro da gama de forças de mordida realistas na região anterior, ou seja, até 100 N (Ferrario et al., 2004). A segunda parte compreende a gama de cargas que podem ser encontradas em bruxismo, trauma (altas cargas extrínsecas), ou acidentes mastigatórios intrínsecos (sob cargas de mastigação, mas concentrada a uma pequena área, devido a um corpo estranho duro, como uma pedra ou sementes, por exemplo). Ainda, foi utilizada como antagonista uma superfície plana de resina composta, em vez de aço inoxidável. A flexibilidade e desgaste do antagonista permitiu a simulação mais realista do contato do dente por meio de uma faceta de desgaste incluída na borda incisal da restauração. A superfície de contato grande e uniforme impediu pontos de carga localizados e intensos, que poderiam exceder o limite compressivo dos materiais restauradores e gerar danos à superfície e detritos de pó por esmagamento (Kelly, 1999).

Com carga média de fratura entre 268 e 289 N (Grupos ROS e AL, respectivamente) e taxas de sobrevivência aceitáveis dentro das forças reais de mordida, parece que todos os grupos experimentais apresentaram desempenho adequado. A carga crítica para pilares de implantes metálicos e cerâmicos restaurados com coroas cerâmicas tem sido avaliada por alguns estudos com resultados variando entre 170 e 1.454 N (Cho et al., 2002; Yildirim et al., 2003; Sailer et al., 2009). Martinez-Rus et al. em 2012, apontaram valores de resistência à fratura de pilares de zircônia associados a coroas totais de 340 N em média, o que difere dos valores encontrados nesse estudo. No entanto, a metodologia utilizada empregou cargas estáticas, que superestimam os valores de resistência à fratura, não revelando a realidade empregada nos ensaios de fadiga.

A ausência de diferença na probabilidade de sobrevivência entre os grupos testados revela que os tratamentos de superfície propostos não influenciaram nas

propriedades mecânicas dos mesmos, o que torna viável sua utilização sob esse aspecto. Assim, a hipótese de que os tratamentos não iriam influenciar no comportamento mecânico dos conjuntos análogo-pilar-coroa foi aceita. Além disso os padrões de falha encontrados foram em sua maioria do tipo I, exclusivamente no pilar, apenas o grupo controle apresentou predominância de falhas exclusivamente na porcelana (Tipo II). A análise do padrão de falhas dos pilares revelou que a fratura inicia-se a partir da porção cervical dos pilares em proximidade com a interface do implante. Sendo assim, o padrão de falha dos pilares cerâmicos neste estudo é comparável com os achados de outro estudo *in vitro* (Yildirim et al., 2003). O aspecto cervical dos pilares representa a área de maior concentração de estresse causado pela alavanca gerada devido ao posicionamento do dente durante a aplicação de carga, configurando, assim, a interface pilar-análogo como o ponto mais frágil do conjunto (Att et al., 2006; Adatia et al., 2009). Isso também é comprovado com as imagens em MEV (Figura 27), em que fica evidenciado a origem das falhas dos pilares que ocorrem sempre a partir da base do mesmo. Os achados de Truninger et al. (2012) corroboram com os desse estudo, apontando padrões de falha semelhantes após avaliação de resistência à fratura de pilares de zircônia associados a implantes com conexão externa. Outra análise apontada por alguns autores (Firidinoglu et al., 2012; Alqahtani & Flinton, 2014) quando comparavam pilares de titânio e pilares de zircônia revela que, quando pilares de titânio são usados, não ocorrem falhas nos pilares e sim nos parafusos, que muitas vezes fraturam, mostrando que nesse sistema o elo mais fraco é o parafuso, pois há maior concentração de tensão e maior torque. Por outro lado, as mesmas forças causam fratura dos pilares de zircônia, mas os parafusos ficam intactos, como o que ocorreu nesse estudo, e isso pode ser explicado pela baixa tolerância da zircônia a

forças de tração. Por esse ponto de vista, essa pode ser considerada uma vantagem dos pilares de zircônia, já que um pilar fraturado pode ser facilmente substituído. No entanto, quando se tem um parafuso fraturado, a remoção e substituição do mesmo torna-se mais complexa.

A análise da correlação entre os valores de desadaptação marginal e número de ciclos/estágio de carga por meio do coeficiente de correlação de Spearman determinou que não houve correlação significativa entre os valores de desadaptação e o comportamento mecânico determinado pelo ensaio de fadiga. Poucos estudos são encontrados na literatura fazendo esse tipo de correlação, mas em 2014, Sui et al. fizeram correlação semelhante, na qual avaliaram a influência da desadaptação dos pilares de zircônia com conexão interna e conexão tipo morse aos respectivos implantes com a resistência à fratura. Os resultados revelaram ausência de correlação e assim como o que foi encontrado nesse estudos, os valores de resistência à fratura diminuíram na medida em que os valores de desadaptação aumentaram, sugerindo que em escalas maiores os valores de desadaptação possam influenciar no comportamento mecânicos das peças.

De acordo com o resultados obtidos pode-se apontar a eficiência na utilização do sistema Rocatec para o tratamento da zircônia, com resultados satisfatórios em relação a resistência ao microcisalhamento e ainda não comprometendo mecanicamente o comportamento do conjunto análogo-pilar-coroa, considerando que essas peças sejam tratadas em condição sinterizada. Este é um procedimento que pode ser utilizado nas atividades clínicas ou serem incluídas nas etapas laboratoriais da confecção das mesmas.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, e com base na literatura consultada, pode-se concluir que:

- O Rocatec foi uma forma eficiente de aumentar a resistência ao microcisalhamento da zircônia após a sinterização;
- grupos tratados com Al_2O_3 apresentaram resultados semelhantes aos do grupo controle em relação à resistência ao microcisalhamento, portanto, não melhoraram a adesão à zircônia;
- a silicatização antes da sinterização não foi eficiente para o aumento da resistência ao microcisalhamento, apresentando resultados semelhantes quando comparado aos dos grupos AL e ALS;
- imagens em MEV e MCVL confirmam que, embora haja maior irregularidade da superfície dos discos tratados antes da sinterização, estas irregularidades não são homogêneas e, portanto, não são capazes de aumentar a resistência ao microcisalhamento;
- a rugosidade apresentada pelos pilares e *copings* foi similar à encontrada nos discos;
- os valores de desadaptação marginal encontrados nos grupos estão dentro dos valores tidos como aceitáveis, exceto para o grupo RO;
- as taxas de sobrevivência foram semelhantes entre os grupos testados, mostrando que não houve comprometimento mecânico após os tratamentos de superfície realizados; e,
- os padrões de falhas encontrados na fase I foram predominantemente misto para o grupo ROS, justificando os elevados valores de resistência ao

microcisalhamento e os padrões de falha da fase I foram predominantemente na região do pilar, apontando a interface análogo-pilar a mais frágil do conjunto.

Referências Bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent*. 2011;13(3):255-60.
2. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont*. 2009;18(1):17-22.
3. Alqahtani F, Flinton R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):299-305.
4. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(7):41-8.
5. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10(4):218-25.
6. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2006;95(2):111-6.
7. Attia A. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic - influence of surface treatment and thermocycling. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(4):
8. Baldissara P, Querze M, Monaco C, Scotti R, Fonseca RG. Efficacy of surface treatments on the bond strength of resin cements to two brands of zirconia ceramic. *J Adhes Dent*. 2013;15(3):259-67.
9. Blatz MB, Richter C, Sadan A, Chiche GJ. Critical appraisal. Resin bond to dental ceramics, Part II: high-strength ceramics. *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(5):324-8.
10. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont*. 2000;13(3):221-6.

¹ Estilo Vancouver (De acordo com o International Committee of Medical Journal Editors, e baseado no padrão ANSI, adaptado pela U.S. National Library of Medicine. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/bookshelf/br.fcgi?book=citmed>).

11. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;84(4):419-24.
12. Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP, et al. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci*. 2010;118(2):202-9.
13. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont*. 2005;18(1):60-5.
14. Casucci A, Monticelli F, Goracci C, Mazzitelli C, Cantoro A, Papacchini F, et al. Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength. *Dent Mater*. 2011;27(10):1024-30.
15. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent*. 2009;37(11):891-7.
16. Cavusoglu Y, Sahin E, Gurbuz R, Akca K. Fatigue resistance of 2 different CAD/CAM glass-ceramic materials used for single-tooth implant crowns. *Implant Dent*. 2011;20(5):374-8.
17. Chai J, Chu FC, Chow TW. Effect of surface treatment on shear bond strength of zirconia to human dentin. *J Prosthodont*. 2011;20(3):173-9.
18. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2002;15(1):9-13.
19. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater*. 2009;25(9):1122-7.
20. de Castro HL, Corazza PH, Paes-Junior Tde A, Della Bona A. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dent Mater*. 2012;28(11):1191-7.
21. de Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*. 2009;25(2):172-9.

22. Demir N, Subasi MG, Ozturk AN. Surface roughness and morphologic changes of zirconia following different surface treatments. *Photomed Laser Surg.* 2012;30(6):339-45.
23. Ellakwa A, Raj T, Deeb S, Ronaghi G, Martin FE, Klineberg I. Influence of implant abutment angulations on the fracture resistance of overlaying CAM-milled zirconia single crowns. *Aust Dent J.* 2011;56(2):132-40.
24. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonshot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):313-7.
25. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31(1):18-22.
26. Firidinoglu K, Toksavul S, Toman M, Sarikanat M, Nergiz I. Fracture resistance and analysis of stress distribution of implant-supported single zirconium ceramic coping combination with abutments made of different materials. *J Appl Biomech.* 2012;28(4):394-9.
27. Fischer H, Niedhart C, Kaltenborn N, Prange A, Marx R, Niethard FU, et al. Bioactivation of inert alumina ceramics by hydroxylation. *Biomaterials.* 2005;26(31):6151-7.
28. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013;109(5):304-12.
29. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int.* 2006;37(1):19-26.
30. Gomes AL, Ramos JC, Santos-Del Riego S, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci.* 2015 Feb;30(2):787-95.
31. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010;23(5):434-42.
32. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2013;109(2):83-7.

33. Jevnikar P, Krnel K, Kocjan A, Funduk N, Kosmac T. The effect of nano-structured alumina coating on resin-bond strength to zirconia ceramics. *J Adhes Dent*. 2010;26(7):688-96.
34. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652-61.
35. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):453-61.
36. Kerstein RB, Radke J. A comparison of fabrication precision and mechanical reliability of 2 zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(6):1029-36.
37. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci*. 2009;117(3):319-25.
38. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Oper Dent*. 2011;36(1):72-9.
39. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP/zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2002;81(7):487-91.
40. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*. 2004;20(7):655-62.
41. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int*. 2009;40(2):125-33.
42. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res*. 2011a;22(11):1275-81.
43. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater*. 2010;26(4):345-52.
44. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr., Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations:

influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2011b;22(2):195-200.

45. Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Bartolome JF, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):1448-55.

46. Martinez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 2011;105(2):108-14.

47. Martins LM, Bonfante EA, Zavanelli RA, Freitas AC, Jr., Silva NR, Marotta L, et al. Fatigue reliability of 3 single-unit implant-abutment designs. *Implant Dent.* 2012;21(1):67-71.

48. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011;27(12):1273-8.

49. Monaco C, Cardelli P, Scotti R, Valandro LF. Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *J Prosthodont.* 2011;20(2):97-100.

50. Naves LZ, Santana FR, Castro CG, Valdivia AD, Da Mota AS, Estrela C, et al. Surface treatment of glass fiber and carbon fiber posts: SEM characterization. *Microsc Res Tech.* 2011;74(12):1088-92.

51. Nejatidanesh F, Savabi O, Jabbari E. Effect of surface treatment on the retention of implant-supported zirconia restorations over short abutments. *J Prosthet Dent.* 2014;112(1):38-44.

52. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(4):636-46.

53. Nishigawa G, Maruo Y, Irie M, Oka M, Yoshihara K, Minagi S, et al. Ultrasonic cleaning of silica-coated zirconia influences bond strength between zirconia and resin luting material. *Dent Mater J.* 2008;27(6):842-8.

54. Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Investig.* 2009;13(2):229-35.

55. Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Magne P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2011;23(12):1360-8.
56. Oyague RC, Sanchez-Jorge MI, Sanchez Turrión A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. *Odontology.* 2010;98(2):170-2.
57. Ozcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):335-9.
58. Perdigão J, Fernandes SD, Pinto AM, Oliveira FA. Effect of artificial aging and surface treatment on bond strengths to dental zirconia. *Oper Dent.* 2012;38(2):168-76.
59. Piascik JR, Wolter SD, Stoner BR. Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dent Mater.* 2011;27(5):e99-105.
60. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14(1):39-45.
61. Qeblawi DM, Munoz CA, Brewer JD, Monaco EA, Jr. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.* 2010;103(4):210-20.
62. Rinke S, Fornefeldt D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dent Mater J.* 2012;31(4):601-9.
63. Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent.* 2014;42(8):1019-26.
64. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(5):850-8.
65. Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 µm silica-coated alumina particles. *Dent Mater.* 2011;27(2):e28-42.

66. Scotti R, Cardelli P, Baldissara P, Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent*. 2011;
67. Spohr AM, Borges GA, Junior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg*. 2008;26(3):203-8.
68. Sui X, Wei H, Wang D, Han Y, Deng J, Wang Y, et al. Experimental research on the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments. *J Dent*. 2014;42(10):1353-9.
69. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-82.
70. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*. 2011;27(1):71-82.
71. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(1):12-8.
72. Uchida M, Kim HM, Miyaji F, Kokubo T, Nakamura T. Apatite formation on zirconium metal treated with aqueous NaOH. *Biomaterials*. 2002;23(1):313-7.
73. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000;2(2):139-47.
74. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003;90(4):325-31.
75. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004;71(2):381-6.

Anexos

ANEXOS

ANEXO 1

Descritivas (Desadaptação)									
Valores Desadaptação									
Grupo	Face	N Obs	N	Média	Intervalo de Confiança 95% para Média		Mínimo	Mediana	Máximo
Controle	D	42	42	53,93	46,32	61,53	16,42	47,57	114,61
	M	42	42	56,72	50,25	63,19	21,74	53,34	109,2
	P	42	42	49,22	42,25	56,19	10	50,04	96,77
	V	42	42	24,95	22,11	27,79	6,67	25,01	48,38
ALS	D	42	42	61,37	54,54	68,19	23,87	57,91	110,39
	M	42	42	50,69	44,25	57,12	14,24	48,71	103,21
	P	42	42	64,13	58,22	70,04	28,39	62,57	103,6
	V	42	42	44,13	38,6	49,66	12,69	39,62	88,63
ROS	D	42	42	63,84	57,47	70,21	30,65	61,86	113,33
	M	42	42	50,63	46,58	54,68	29,48	49,09	76,18
	P	42	42	59,39	54,24	64,54	21,93	57,3	95,98
	V	42	42	38,32	33,92	42,73	15	33,37	70,03
AL	D	42	39	115,46	102,87	128,05	55,49	112,4	212,89
	M	42	39	111,65	83,94	139,37	34,81	80,47	390,47
	P	42	39	121,07	103,99	138,16	46,69	111,83	220,12
	V	42	39	70,61	58,69	82,52	16,75	63,56	165,22
RO	D	42	39	247,28	209,66	284,91	68,74	242,78	551,49
	M	42	39	165,49	139,7	191,27	65,05	157,29	413,45
	P	42	39	164,7	130,21	199,18	58,38	118,81	446,6
	V	42	39	108,67	89,6	127,75	21,67	95,06	243,06

Valores Desadaptação									
Face	Grupo	N Obs	N	Média	Intervalo de Confiança 95% para Média		Mínimo	Mediana	Máximo
D	Controle	42	42	53,93	46,32	61,53	16,42	47,57	114,61
	ALS	42	42	61,37	54,54	68,19	23,87	57,91	110,39
	ROS	42	42	63,84	57,47	70,21	30,65	61,86	113,33
	AL	42	39	115,46	102,87	128,05	55,49	112,4	212,89
	RO	42	39	247,28	209,66	284,91	68,74	242,78	551,49
M	Controle	42	42	56,72	50,25	63,19	21,74	53,34	109,2
	ALS	42	42	50,69	44,25	57,12	14,24	48,71	103,21
	ROS	42	42	50,63	46,58	54,68	29,48	49,09	76,18
	AL	42	39	111,65	83,94	139,37	34,81	80,47	390,47
	RO	42	39	165,49	139,7	191,27	65,05	157,29	413,45
P	Controle	42	42	49,22	42,25	56,19	10	50,04	96,77
	ALS	42	42	64,13	58,22	70,04	28,39	62,57	103,6
	ROS	42	42	59,39	54,24	64,54	21,93	57,3	95,98
	AL	42	39	121,07	103,99	138,16	46,69	111,83	220,12
	RO	42	39	164,7	130,21	199,18	58,38	118,81	446,6
V	Controle	42	42	24,95	22,11	27,79	6,67	25,01	48,38
	ALS	42	42	44,13	38,6	49,66	12,69	39,62	88,63
	ROS	42	42	38,32	33,92	42,73	15	33,37	70,03
	AL	42	39	70,61	58,69	82,52	16,75	63,56	165,22
	RO	42	39	108,67	89,6	127,75	21,67	95,06	243,06

Valores Desadaptação								
Face	N Obs	N	Média	Intervalo de Confiança 95% para Média		Mínimo	Mediana	Máximo
D	210	204	106,23	93,65	118,8	16,42	75,48	551,49
M	210	204	85,52	75,96	95,08	14,24	62,42	413,45
P	210	204	90,2	80,63	99,76	10	69,69	446,6
V	210	204	56,39	50,39	62,39	6,67	41,82	243,06

Valores Desadaptação								
Grupo	N Obs	N	Média	Intervalo de Confiança 95% para Média		Mínimo	Mediana	Máximo
Controle	168	168	46,21	42,62	49,79	6,67	43,33	114,61
ALS	168	168	55,08	51,83	58,32	12,69	53,1	110,39
ROS	168	168	53,05	50,17	55,92	15	52,13	113,33
AL	168	156	104,7	95,24	114,16	16,75	92,63	390,47
RO	168	156	171,53	155	188,07	21,67	151,58	551,49

Comparações

(foi necessária fazer uma transformação logarítmica nas medidas de desadaptação, neste caso as diferenças são interpretáveis a partir da média geométrica)

Comparações entre as Faces, independente de grupos						Média Geométrica		
Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*		Estimativa da diferença	Intervalo de Confiança 95% para a diferença	
D - M	0,18	0,04	<0,01	0,09	0,27	13,81	6,40	21,72
D - P	0,12	0,04	<0,01	0,02	0,21	9,38	1,91	17,37
D - V	0,61	0,04	<0,01	0,52	0,71	38,39	31,36	45,93
M - P	-0,06	0,04	0,33	-0,16	0,03	-4,43	-10,86	2,42
M - V	0,43	0,04	<0,01	0,34	0,53	24,59	18,60	30,99
P - V	0,49	0,04	<0,01	0,40	0,59	29,01	22,69	35,78

*Ajustamento por Tukey.

Comparações entre os Grupos, independente de Faces						Média Geométrica		
Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*		Estimativa da diferença	Intervalo de Confiança 95% para a diferença	
Controle - ALS	-0,24	0,10	0,15	-	0,52	0,05	-10,65	-23,60 2,15
Controle - ROS	-0,21	0,10	0,23	-	0,50	0,07	-9,60	-22,39 3,06
Controle - AL	-0,82	0,11	<0,01	-	1,11	-0,53	-50,68	-70,19 -32,26
Controle - RO	-1,28	0,11	<0,01	-	1,57	-0,99	-103,87	-131,64 -78,28
ALS - ROS	0,02	0,10	0,99	-	0,26	0,30	1,05	-13,16 15,35
ALS - AL	-0,58	0,11	<0,01	-	0,87	-0,29	-40,03	-60,96 -19,96
ALS - RO	-1,04	0,11	<0,01	-	1,33	-0,75	-93,22	-122,42 -65,99
ROS - AL	-0,60	0,11	<0,01	-	0,89	-0,31	-41,09	-61,88 -21,18
ROS - RO	-1,06	0,11	<0,01	-	1,35	-0,78	-94,28	-123,35 -67,19
AL - RO	-0,46	0,11	<0,01	-	0,75	-0,17	-53,19	-88,16 -19,21

*Ajustamento por Tukey.

Comparações entre Faces, por grupo							Média Geométrica		
Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*			Estimativa da diferença	Intervalo de Confiança 95% para a diferença	
Controle	D - M	-0,08	0,08	0,99	-0,37	0,20	-4,32	-18,42	10,57
	D - P	0,13	0,08	0,99	-0,16	0,41	5,85	-7,03	19,66
	D - V	0,75	0,08	<0,01	0,46	1,03	25,74	15,23	37,44
	M - P	0,21	0,08	0,47	-0,07	0,50	10,17	-3,40	24,80
	M - V	0,83	0,08	<0,01	0,55	1,12	30,07	18,86	42,58
	P - V	0,62	0,08	<0,01	0,34	0,91	19,89	10,30	30,48
ALS	D - M	0,21	0,08	0,46	-0,07	0,50	11,08	-3,60	26,90
	D - P	-0,06	0,08	0,99	-0,35	0,23	-3,55	-19,97	13,82
	D - V	0,35	0,08	<0,01	0,06	0,64	16,99	3,02	32,18
	M - P	-0,27	0,08	0,08	-0,56	0,01	-14,63	-29,29	0,65
	M - V	0,14	0,08	0,98	-0,15	0,42	5,91	-6,30	19,01
	P - V	0,41	0,08	<0,01	0,12	0,70	20,54	6,00	36,40
ROS	D - M	0,21	0,08	0,45	-0,07	0,50	11,73	-3,75	28,41
	D - P	0,07	0,08	0,99	-0,22	0,35	3,82	-12,60	21,34
	D - V	0,52	0,08	<0,01	0,24	0,81	24,67	10,73	39,97
	M - P	-0,15	0,08	0,95	-0,44	0,14	-7,90	-22,46	7,40
	M - V	0,31	0,08	0,02	0,02	0,59	12,94	0,87	26,03

	P - V	0,46	0,08	<0,01	0,17	0,74	20,85	7,52	35,43
AL	D - M	0,17	0,08	0,86	-0,12	0,47	17,52	-11,87	49,20
	D - P	0,00	0,08	0,99	-0,30	0,29	-0,51	-32,13	33,16
	D - V	0,58	0,08	<0,01	0,28	0,88	48,19	22,60	76,49
	M - P	-0,18	0,08	0,83	-0,48	0,12	-18,03	-46,77	12,19
	M - V	0,41	0,08	<0,01	0,11	0,70	30,67	7,96	55,52
	P - V	0,58	0,08	<0,01	0,29	0,88	48,70	23,02	77,09
RO	D - M	0,38	0,08	<0,01	0,09	0,68	70,22	15,23	130,29
	D - P	0,47	0,08	<0,01	0,17	0,76	82,26	28,77	141,01
	D - V	0,86	0,08	<0,01	0,57	1,16	127,88	80,05	181,60
	M - P	0,08	0,08	0,99	-0,21	0,38	12,04	-29,91	56,98
	M - V	0,48	0,08	<0,01	0,19	0,78	57,66	21,37	97,57
	P - V	0,40	0,08	<0,01	0,10	0,70	45,62	11,31	83,15

*Ajustamento por Tukey.

		Comparações entre os Grupos, por Faces				Média Geométrica		
Comparações		Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*		Estimativa da diferença	Intervalo de Confiança 95% para a diferença
D	Controle - ALS	-0,16	0,12	0,99	-0,61	0,28	-8,69	-34,32 14,18
	Controle - ROS	-0,22	0,12	0,97	-0,66	0,23	-11,85	-38,46 11,77
	Controle - AL	-0,81	0,13	<0,01	-1,26	-0,35	-60,63	-103,61 -24,75
	Controle - RO	-1,51	0,13	<0,01	-1,96	-1,06	-172,06	-250,86 -109,06
	ALS - ROS	-0,05	0,12	0,99	-0,50	0,39	-3,15	-31,14 22,11
	ALS - AL	-0,64	0,13	<0,01	-1,10	-0,19	-51,94	-96,29 -14,42
	ALS - RO	-1,35	0,13	<0,01	-1,80	-0,89	-163,37	-243,56 -98,73
	ROS - AL	-0,59	0,13	<0,01	-1,04	-0,14	-48,78	-93,65 -10,67
	ROS - RO	-1,29	0,13	<0,01	-1,74	-0,84	-160,22	-240,93 -94,98
M	AL - RO	-0,70	0,13	<0,01	-1,16	-0,24	-111,43	-200,99 -35,82
	Controle - ALS	0,13	0,12	0,99	-0,31	0,58	6,71	-16,17 27,77
	Controle - ROS	0,08	0,12	0,99	-0,36	0,53	4,20	-19,45 25,86
	Controle - AL	-0,55	0,13	<0,01	-1,00	-0,10	-38,79	-76,82 -6,36
	Controle - RO	-1,04	0,13	<0,01	-1,49	-0,59	-97,52	-154,45 -50,80
	ALS - ROS	-0,05	0,12	0,99	-0,50	0,39	-2,51	-25,10 17,88
	ALS - AL	-0,68	0,13	<0,01	-1,13	-0,23	-45,50	-82,46 -14,34
	ALS - RO	-1,18	0,13	<0,01	-1,63	-0,72	-104,24	-160,08 -58,78
	ROS - AL	-0,63	0,13	<0,01	-1,08	-0,18	-42,99	-80,36 -11,36
	ROS - RO	-1,12	0,13	<0,01	-1,58	-0,67	-101,73	-157,97 -55,79

	AL - RO	-0,49	0,13	0,02	-0,95	-0,03	-58,74	-122,67	-3,76
	Controle - ALS	-0,35	0,12	0,35	-0,79	0,09	-18,09	-43,89	4,51
	Controle - ROS	-0,28	0,12	0,77	-0,72	0,16	-13,87	-38,37	7,73
	Controle - AL	-0,94	0,13	<0,01	-1,39	-0,49	-66,99	-109,19	-32,09
P	Controle - RO	-1,17	0,13	<0,01	-1,62	-0,72	-95,64	-147,07	-53,78
	ALS - ROS	0,07	0,12	0,99	-0,37	0,52	4,22	-23,16	29,24
	ALS - AL	-0,59	0,13	<0,01	-1,04	-0,14	-48,89	-93,98	-10,58
	ALS - RO	-0,82	0,13	<0,01	-1,27	-0,37	-77,56	-131,87	-32,27
	ROS - AL	-0,66	0,13	<0,01	-1,11	-0,21	-53,11	-97,52	-15,59
	ROS - RO	-0,89	0,13	<0,01	-1,34	-0,44	-81,77	-135,40	-37,28
	AL - RO	-0,23	0,13	0,96	-0,69	0,23	-28,67	-91,66	26,91
	Controle - ALS	-0,56	0,12	<0,01	-1,01	-0,12	-17,44	-33,70	-3,46
	Controle - ROS	-0,44	0,12	0,05	-0,89	0,00	-12,92	-27,78	-0,01
	Controle - AL	-0,98	0,13	<0,01	-1,43	-0,52	-38,18	-61,56	-18,90
V	Controle - RO	-1,39	0,13	<0,01	-1,84	-0,94	-69,91	-103,51	-42,91
	ALS - ROS	0,12	0,12	0,99	-0,33	0,56	4,52	-13,11	20,72
	ALS - AL	-0,41	0,13	0,12	-0,87	0,04	-20,74	-46,90	1,84
	ALS - RO	-0,83	0,13	<0,01	-1,28	-0,38	-52,48	-88,85	-22,18
	ROS - AL	-0,53	0,13	<0,01	-0,98	-0,08	-25,26	-50,71	-3,54
	ROS - RO	-0,95	0,13	<0,01	-1,40	-0,50	-57,01	-92,65	-27,55
	AL - RO	-0,42	0,13	0,13	-0,88	0,04	-31,74	-71,96	3,09

*Ajustamento por Tukey.

ANEXO 2

Descritivas (Rugosidade Coping)

medida-coping								
Grupo	N Obs	N	Média	Intervalo de Confiança 95% para Média		Mínimo	Mediana	Máximo
Controle	56	55	2,13	1,99	2,27	1,05	2,1	3,72
ALS	56	56	2,86	2,7	3,03	1,14	2,99	3,83
ROS	56	56	2,21	2,16	2,25	1,7	2,18	2,67
AL	56	52	2,41	2,28	2,54	1,53	2,44	3,32
RO	56	52	2,57	2,49	2,65	1,91	2,53	3,26

Comparações entre os Grupos

Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*	
Controle - ALS	-0,73	0,15	<0,01	-1,15	-0,32
Controle - ROS	-0,08	0,15	0,99	-0,49	0,34
Controle - AL	-0,28	0,15	0,36	-0,70	0,14
Controle - RO	-0,44	0,15	0,03	-0,86	-0,02
ALS - ROS	0,66	0,15	<0,01	0,24	1,07
ALS - AL	0,45	0,15	0,03	0,03	0,88
ALS - RO	0,29	0,15	0,31	-0,13	0,71
ROS - AL	-0,20	0,15	0,68	-0,62	0,22
ROS - RO	-0,36	0,15	0,13	-0,79	0,06
AL - RO	-0,16	0,16	0,84	-0,59	0,27

*Ajustamento por Tukey.

Descritivas (Rugosidade Disco)

medida-disco								
Grupo	N Obs	N	Média	Intervalo de Confiança 95% para Média		Mínimo	Mediana	Máximo
Controle	12	12	1,95	1,8	2,1	1,61	2,02	2,37
ALS	12	12	2,73	2,39	3,08	2,13	2,51	3,56
ROS	12	12	2,01	1,79	2,24	1,55	1,98	2,52
AL	12	12	2,33	2,13	2,52	1,91	2,23	2,85
RO	12	12	2,26	2,03	2,49	1,69	2,43	2,69

Comparações entre os Grupo					
Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*	
Controle - ALS	-0,78	0,17	<0,01	-1,27	-0,30
Controle - ROS	-0,06	0,17	0,99	-0,55	0,42
Controle - AL	-0,38	0,17	0,20	-0,86	0,11
Controle - RO	-0,31	0,17	0,38	-0,80	0,18
ALS - ROS	0,72	0,17	<0,01	0,24	1,21
ALS - AL	0,41	0,17	0,14	-0,08	0,89
ALS - RO	0,48	0,17	0,06	-0,01	0,96
ROS - AL	-0,31	0,17	0,37	-0,80	0,17
ROS - RO	-0,25	0,17	0,61	-0,73	0,24
AL - RO	0,07	0,17	0,99	-0,42	0,55

*Ajustamento por Tukey.

Descritivas (Rugosidade Pilar)

medida-pilar								
Grupo	N Obs	N	Média	Intervalo de Confiança 95% para Média		Mínimo	Mediana	Máximo
Controle	56	56	1,85	1,76	1,95	1,33	1,84	2,74
ALS	56	56	2,16	2,04	2,27	1,44	2,08	3,1
ROS	56	56	2,27	2,17	2,36	1,59	2,39	2,85
AL	56	52	2,31	2,19	2,44	1,54	2,37	3,2
RO	56	52	2,53	2,41	2,66	1,7	2,46	3,72

Comparações entre os Grupo					
Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*	
Controle - ALS	-0,30	0,15	0,23	-0,71	0,10
Controle - ROS	-0,42	0,15	0,04	-0,82	-0,01
Controle - AL	-0,46	0,15	0,02	-0,87	-0,05
Controle - RO	-0,68	0,15	<0,01	-1,09	-0,27
ALS - ROS	-0,11	0,15	0,94	-0,51	0,29
ALS - AL	-0,16	0,15	0,82	-0,57	0,25
ALS - RO	-0,38	0,15	0,09	-0,79	0,03
ROS - AL	-0,05	0,15	0,99	-0,46	0,36
ROS - RO	-0,27	0,15	0,38	-0,68	0,14
AL - RO	-0,22	0,15	0,60	-0,64	0,20

*Ajustamento por Tukey.

Comparações (Rugosidade Coping, Pilar e Disco)

Comparações entre os Grupos, independente do Tipo					
Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*	
Controle - ALS	-0,61	0,12	<0,01	-0,95	-0,27
Controle - ROS	-0,19	0,12	0,57	-0,53	0,15
Controle - AL	-0,37	0,12	0,02	-0,72	-0,03
Controle - RO	-0,48	0,12	<0,01	-0,82	-0,14
ALS - ROS	0,42	0,12	<0,01	0,08	0,76
ALS - AL	0,23	0,12	0,33	-0,11	0,58
ALS - RO	0,13	0,12	0,84	-0,21	0,47
ROS - AL	-0,19	0,12	0,56	-0,53	0,15
ROS - RO	-0,29	0,12	0,13	-0,63	0,05
AL - RO	-0,10	0,13	0,92	-0,45	0,24

*Ajustamento por Tukey.

Comparações entre os Grupos, independente do Tipo					
Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*	
Coping - Disco	0,18	0,11	0,22	-0,08	0,44
Coping - Pilar	0,21	0,07	<0,01	0,06	0,37
Disco - Pilar	0,03	0,11	0,96	-0,22	0,29

*Ajustamento por Tukey.

Comparações entre os Tipos, por Grupo						
Comparações		Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*	
Controle	Coping - Disco	0,18	0,24	0,99	-0,65	1,01
	Coping - Pilar	0,28	0,14	0,84	-0,21	0,77
	Disco - Pilar	0,10	0,24	0,99	-0,73	0,93
ALS	Coping - Disco	0,13	0,24	0,99	-0,70	0,96
	Coping - Pilar	0,71	0,14	<0,01	0,22	1,20
	Disco - Pilar	0,58	0,24	0,53	-0,25	1,41
ROS	Coping - Disco	0,20	0,24	0,99	-0,63	1,02
	Coping - Pilar	-0,06	0,14	0,99	-0,55	0,43
	Disco - Pilar	-0,26	0,24	0,99	-1,08	0,57
AL	Coping - Disco	0,08	0,24	0,99	-0,75	0,92
	Coping - Pilar	0,10	0,15	0,99	-0,41	0,61
	Disco - Pilar	0,01	0,24	0,99	-0,82	0,84
RO	Coping - Disco	0,31	0,24	0,99	-0,52	1,15
	Coping - Pilar	0,04	0,15	0,99	-0,47	0,55
	Disco - Pilar	-0,28	0,24	0,99	-1,11	0,56

*Ajustamento por Tukey.

ANEXO 3

Análise Descritiva (Microcisalhamento)

Medidas em Mpa								
Grupo	n	n obs	Média	Intervalo de Confiança 95% para Média		Mínimo	Mediana	Máximo
AL	10	29	9,94	7,85	12,03	2,34	9,41	22,30
ALS	10	30	9,01	7,38	10,63	2,03	7,64	17,55
Controle	10	28	5,69	4,48	6,91	0,26	5,04	13,94
RO	10	27	13,05	10,21	15,90	2,00	12,62	28,09
ROS	10	29	27,32	25,31	29,32	13,70	29,45	34,74

Comparações entre Grupos

Comparações	Estimativa da diferença	Erro Padrão	Valor p*	Intervalo de Confiança 95% para a diferença*	
AL - ALS	0,85	1,93	0,99	-4,53	6,22
AL - Controle	4,21	1,94	0,20	-1,20	9,62
AL - RO	-2,76	1,95	0,62	-8,19	2,66
AL - ROS	-17,56	1,94	<0,01	-22,96	-12,17
ALS - Controle	3,37	1,94	0,42	-2,03	8,76
ALS - RO	-3,61	1,94	0,35	-9,02	1,80
ALS - ROS	-18,41	1,93	<0,01	-23,79	-13,03
Controle - RO	-6,98	1,96	<0,01	-12,42	-1,54
Controle - ROS	-21,78	1,94	<0,01	-27,19	-16,37
RO - ROS	-14,80	1,95	<0,01	-20,23	-9,37

*Ajustamento por Tukey.

ANEXO 4

Grupo	Carga	N. Risco	N. Evento	Probabilidade de Sobrevida (%)	IC 95%		Probabilidade de Falha Acumulada	IC 95%	
					LI	LS		LI	LS
AL	160	13	1	92,3	56,6	98,9	7,7	1,1	43,4
	200	12	1	84,6	51,2	95,9	15,4	4,1	48,8
	240	11	1	76,9	44,2	91,9	23,1	8,1	55,8
	280	10	1	69,2	37,3	87,2	30,8	12,8	62,7
	320	9	6	13,9	1,5	39,2	86,2	60,8	98,5
ALS	200	14	2	85,7	53,9	96,2	14,3	3,8	46,1
	240	12	5	50	22,9	72,2	50	27,8	77,1
	280	7	1	42,9	17,7	66	57,1	34	82,3
	320	6	4	8,6	0,5	31,5	91,4	68,5	99,5
Controle	160	14	1	92,9	59,1	99	7,1	1	40,9
	200	13	2	78,6	47,3	92,5	21,4	7,5	52,8
	240	11	1	71,4	40,6	88,2	28,6	11,8	59,4
	280	10	3	50	22,9	72,2	50	27,8	77,1
	320	7	6	3,9	0,1	24,3	96,2	75,7	99,9
RO	160	13	1	92,3	56,6	98,9	7,7	1,1	43,4
	200	12	2	76,9	44,2	91,9	23,1	8,1	55,8
	240	10	3	53,9	24,8	76	46,2	24	75,2
	320	7	7				100		
ROS	160	14	1	92,9	59,1	99	7,1	1	40,9
	200	13	1	85,7	53,9	96,2	14,3	3,8	46,1
	240	12	3	64,3	34,3	83,3	35,7	16,7	65,7
	280	9	5	28,6	8,8	52,4	71,4	47,6	91,2
	320	4	2	9,5	0,6	33,5	90,5	66,5	99,4