



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Renata Vasconcelos Monteiro

Influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de coroas de zircônia na estrutura dentária

Florianópolis

2020

Renata Vasconcelos Monteiro

Influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de coroas de zircônia na estrutura dentária

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do título de Doutora em Odontologia.

Orientadora: Profa. Dra. Jussara Karina Bernardon
Coorientadora: Profa. Dra. Renata Gondo Machado
Profa. Dra. Grace de Souza

Florianópolis
2020

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Vasconcelos Monteiro, Renata
Influência de diferentes tratamentos de superfície na
resistência de união adesiva de coroas de zircônia
na estrutura dentária / Renata Vasconcelos Monteiro ;
orientador, Jussara Karina Bernardon, coorientador, Renata
Gondo Machado, 2020.
57 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós
Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2020.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. Odontologia. 3. Dentística . 4.
Cerâmica . 5. Zircônia. I. Karina Bernardon, Jussara. II.
Gondo Machado, Renata. III. Universidade Federal de Santa
Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV.
Título.

Renata Vasconcelos Monteiro

Influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de coroas de zircônia na estrutura dentária

O presente trabalho em nível de doutorado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
Instituição: Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Dra. Vanessa Carla Ruschel
Instituição: Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Dra. Daniela Micheline dos Santos
Instituição: Faculdade de Odontologia Campus Araçatuba /UNESP

Profa. Dra. Grace Mendonça De Souza
Instituição: Faculty of Dentistry/University of Toronto

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Doutora em Odontologia, área de concentração Dentística Restauradora.

Profa. Dra. Elena Riet Correa Rivero
Coordenadora do Programa

Profa. Dra. Jussara Karina Bernardon
Orientadora

Florianópolis, 2020.

*Dedico este trabalho aos meus pais,
com todo o meu amor*

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, agradeço pela vida, pela força para lutar e conquistar mais esse sonho, dentre tantos outros que ele tem permitido que se realizem.

Aos **meus pais**, João e Goretti, por todo amor dedicado a mim. Vocês são meu exemplo de luta, de vida, dedicação, incentivo, amor, carinho e companheirismo. A vocês, dedico todas as minhas conquistas. Amo muito vocês!

Ao **professor Maia (In Memoriam)** que sempre me tratou com muito carinho e me acolheu como orientada. Obrigada por despertar em mim a curiosidade de estudar materiais dentários e plantar a semente da pesquisa em mim.

À minha orientadora **Jussara Bernardon** pelo seu carinho e confiança em todos os momentos nos quais necessitei do seu auxílio e orientação. Agradeço-lhe pela amizade e convivência, pelos conselhos, pelas discussões e debates que me fizeram amadurecer e me trouxeram mais do que conhecimentos profissionais. Muito obrigada! Foi um grande prazer tê-la como orientadora.

Ao professor **Sylvio Monteiro** exemplo de profissionalismo, determinação e força de vontade. Muito obrigado pelas oportunidades e pela convivência agradável. Obrigada por sempre acreditar em nós e não nos deixar desistir. Tê-lo por perto é uma honra muito grande. Ao senhor todo meu respeito e admiração.

À minha coorientadora **Renata Gondo** por me receber sempre com muito carinho e estar sempre disposta a ajudar.

A todos os **Professores de Dentística da UFSC**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, bem como pelo prazer de ter convivido com todos durante os anos de minha formação. Obrigada por transmitirem seus conhecimentos sem ressalva e me inspirarem a ser cada vez melhor: *Prof. Clovis (In Memoriam), Prof. Mauro, Prof. Guilherme, Profa. Sheila, Profa. Beatriz, Prof. Sylvio, Profa. Jussara, Profa. Renata, Prof. Baratieri e Profa. Carolina.*

Aos meus queridos amigos da pós-graduação, *Alana, Andria, Carolina, Maynara e Vitor*. Obrigada pelas conversas, conselhos, experiências, amizade, almoços e risadas divididos durante todo o período da minha pós-graduação. Vocês irão ficar para sempre lembrados na minha memória e no meu coração.

A todos os meus *amigos e colegas da pós-graduação* pelos muitos momentos compartilhados ao longo destes anos.

À *University of Toronto*, Canadá, onde estive por um ano como parte do meu programa de doutorado. Um agradecimento especial à minha supervisora, professora *Grace de Souza* que me aceitou e dedicou tantos esforços para possibilitar a realização desta pesquisa na Universidade. Sem mesmo me conhecer, acreditou em mim. Sem mesmo te conhecer, já te admirava. Obrigada também por abrir a porta do seu coração para nós alunos e deixar-nos conviver com a pessoa brilhante que você é, uma mulher muito forte, corajosa, decidida, inteligente, amiga e uma mãe exemplar. Aprendi muito com você. Muito obrigada. Quero também agradecer aos grandes amigos que fiz lá, *Tassiana, Camila, Janaina, Natália, Sandro, Bruna, Abdullah, Najm, Beshr, Ben, Michelle, Elnara* e os outros colegas que tornaram esta experiência muito agradável. Um agradecimento especial à *Daniela Micheline* que conviveu comigo diariamente, compartilhou todos os momentos desta minha viagem, os bons e os ruins e nunca me deixou desanimar. Que me acolheu inúmeras vezes em sua casa com todo o amor e carinho do mundo. Sua amizade foi essencial para tornar esta experiência a melhor possível.

À **3M ESPE** pela doação dos materiais.

Ao **Rotsaert Dental Laboratory** por todo apoio para realização da pesquisa e confecção das coroas de zircônia sem custo nenhum.

Aos **funcionários** da UFSC e da University of Toronto por toda paciência e assistência.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela bolsa de estudo recebida.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

"Cada pessoa que passa em nossa vida passa sozinha, é porque cada pessoa é única e nenhuma substitui a outra. Cada pessoa que passa em nossa vida passa sozinha, e não nos deixa só, porque deixa um pouco de si e leva um pouquinho de nós. Essa é a mais bela responsabilidade da vida e a prova de que as pessoas não se encontram por acaso."

Charles Chaplin

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de coroas de zircônia á estrutura dentária após envelhecimento (mecânico, térmico e de pH). Para tal, quarenta e quatro terceiros molares humanos hígidos (n= 44) receberam preparo para coroa. Para cada dente, uma coroa de zircônia CAD/CAM translúcida foi fabricada. As coroas foram divididas em dois grupos: sem envelhecimento (NA, n=11) e envelhecidas (A, n=33). As coroas do grupo NA receberam tratamento de superfície apenas com adesivo Scotchbond universal (SBU). As coroas do grupo A foram divididas em três subgrupos, de acordo com o tratamento de superfície (n = 11): controle (A.C) – SBU; alumina (A.AL) – jateamento com partículas de Al₂O₃ + SBU; sílica (A.SIL) – silicatização + SBU. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso RelyX Ultimate e a fotopolimerização realizada com YS-B Orthodontics Led Curing Light à uma irradiância média de 1102 mW/cm². Os espécimes do grupo NA foram armazenados em água destilada à 37°C por 24 horas e os espécimes do grupo A foram envelhecidos por ciclagem mecânica, térmica e de pH. A resistência de união adesiva das coroas foi avaliada aplicando carga de tração à barra construída na superfície oclusal, usando uma máquina de teste universal a 0,5 mm/min. A força de remoção foi registrada e a resistência de união adesiva calculada com base na força de remoção e na área superficial preparada. A análise estatística foi realizada com ANOVA *one-way*. A comparação estatística por pares foi feita com o teste de Tukey (p <0.05). O envelhecimento reduziu significativamente a resistência de união das coroas não envelhecidas (NA.C: 3,22 ± 0,86 MPa; A.C: 0,80 ± 0,36 MPa; p<0.001). O tratamento de superfície com alumina (4,02 ± 1,27 MPa) ou silicatização (3,99 ± 1,26 MPa) resultou em uma resistência de união significativamente maior em comparação com as coroas do grupo A.C (0,80 ± 0,36) MPa; p<0.001). Quando os espécimes não foram jateados, o tratamento químico não foi suficiente para reter as coroas de zircônia após o envelhecimento. A adesão de coroas de zircônia de alta translucidez à estrutura dental é melhorada após o jateamento e não é influenciada pelo conteúdo de sílica.

Palavras-chave: Cerâmica. Zircônio. Ítrio.

ABSTRACT

The objective of this in vitro study was to evaluate the influence of different surface treatments on the bond strength of zirconia crowns to the dental structure after aging. For this, forty-four healthy human third molars ($n = 44$) received crown preparation. For each tooth, a translucent CAD / CAM zirconia crown was manufactured. The crowns were divided into two groups: No aging (NA, $n = 11$) and aged (A, $n = 33$). The crowns of the NA group received surface treatment only with Scotchbond universal adhesive (SBU). Group A crowns were divided into three subgroups, according to the surface treatment ($n = 11$): control (A.C) - SBU; alumina (A.AL) - blasting with Al_2O_3 particles + SBU; silica (A.SIL) – silica-coating + SBU. The crowns were cemented with RelyX Ultimate resin cement and the light-polymerization performed with YS-B Orthodontics Led Curing Light at an average irradiance of $1102 \text{ mW} / \text{cm}^2$. The NA group specimens were stored in distilled water at 37°C for 24 hours and the group A specimens were aged by mechanical, thermal and pH cycling. The bond strength of the crowns was assessed by applying tensile load to the bar constructed on the occlusal surface, using a universal testing machine at $0.5 \text{ mm} / \text{min}$. The removal force was recorded and the bond strength was calculated based on the removal force and the prepared surface area. Statistical analysis was performed using one-way ANOVA. The statistical comparison by pairs was performed using the Tukey test ($p < 0.05$). Aging significantly reduced the bond strength of No aged crowns (NA.C: $3.22 (\pm 0.86) \text{ MPa}$; A.C: $0.80 (\pm 0.36) \text{ MPa}$; $p < 0.001$). Surface treatment with alumina ($4.02 (\pm 1.27) \text{ MPa}$) or silica-coating ($3.99 (\pm 1.26) \text{ MPa}$) resulted in significantly higher bond strength compared to crowns in the AC group ($0.80 (\pm 0.36) \text{ MPa}$; $p < 0.001$). When specimens were not sandblasted, chemical treatment was not sufficient to retain the zirconia crowns after aging. The adhesion of highly translucent zirconia crowns to the dental structure is improved after blasting and is not influenced by the silica content.

Keywords: Ceramics. Zirconium. Yttrium.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 (a-l)	(a) Terceiro molar superior. (b) Dente incluído. (c) Moldagem com silicone de adição. (d) guias para redução dentária. (e)- Canaleta cervical. (f) Sulcos longitudinais. (g) Redução oclusal. (h) Refinamento do preparo. (i) Preparo para coroa. (j) 2 mm de redução oclusal. (k) 1,5 de redução axial. (l) 1,0 mm de chanfro profundo.....	24
Figura 2 (a-f)	(a) Preparo com oclusal plana. (b) Coroa de zircônia com uma barra na superfície oclusal. (c) Superfície oclusal. (d) Moldagem da superfície oclusal com silicone. (e) Imagem obtida com um scanner de um quadrado padrão e da superfície oclusal. (f) identificação das imagens com o image j para cálculo das áreas.....	25
Figura 3 (a-f)	(a) profilaxia da estrutura dentária. (b) Aplicação do adesivo no modo auto-condicionante. (c) Aplicação do cimento no interior da coroa. (d) Pressão digital. (e) Remoção dos excessos. (f) Fotopolimerização.....	27
Figura 4	Dispositivo para remoção da coroa.....	28
Figura 5 (a-j)	Ilustrações dos tipos de falha por MEV. (a e b) Falha adesiva (cimento na coroa + que 75%). (c e d) Falha adesiva (cimento no dente preparado + que 75%). (e e f) Falha coesiva (cimento no dente e na coroa). (g e h) Falha coesiva (fratura do dente). (i e j) Falha adesiva (ausência de cimento).....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Lista de materiais.....	26
Tabela 2	Caracterização da falha pela localização do cimento após o teste.....	29
Tabela 3	Média de resistência de união para cada tratamento de superfície (Média±SD)	35

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Ilustração gráfica das médias de resistência de união para cada superfície de tratamento.....	36
Gráfico 2	Localização do cimento após remoção da coroa. Distribuição (%) dos espécimes mostrados com barras coloridas para cada tratamento de superfície.....	36

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO ESTENDIDA	15
1.1 Estrutura da zircônia	15
1.2 Tipos de zircônia para aplicação odontológica	16
1.3 Adesão em cerâmicas de zircônia	17
1.3.1 Jateamento com Al ₂ O ₃	17
1.3.2 Silicatização	19
1.3.3 Adesivos universais	19
1.3.4 Cimentos	21
2 OBJETIVOS	22
2.1 Objetivo geral	22
2.2 Objetivos específicos	22
3. METODOLOGIA ESTENDIDA	23
4 ARTIGO	30
4.1 Resumo	30
4.2 Introdução	31
4.3 Materiais e Métodos	32
4.4 Resultados	35
4.5 Discussão	38
4.6 Conclusões	41
4.7 Referências	42
5. REFERENCIAS INTRODUÇÃO ESTENDIDA	48
6. ANEXOS	53
6.1 A- Parecer comitê de ética	53
6.2 B- Estatística	56

1 INTRODUÇÃO ESTENDIDA

Os materiais cerâmicos são frequentemente indicados para restaurações estéticas. Esta tendência é atribuída principalmente às melhorias nas propriedades da cerâmica e nos sistemas de adesão (BLATZ et al. 2003). A cimentação adesiva em cerâmicas tradicionais à base de sílica requer dois mecanismos principais. O primeiro é o condicionamento com ácido fluorídrico que, devido a sua natureza corrosiva, é capaz de dissolver a matriz vítrea, criando microporosidades na superfície, que aumentam a rugosidade da superfície e a área disponível para adesão. O segundo é a aplicação de um primer/adesivo contendo silano, que é uma molécula bifuncional capaz de promover a adesão entre a fase inorgânica da cerâmica e a fase orgânica do agente de união (KHAN et al. 2017; LUNG et al. 2012; NAGAYASSU et al. 2006). Segundo Aboushelib et al. (2014), o condicionamento com ácido fluorídrico em combinação com o silano é o padrão ouro para a adesão em cerâmicas de dissilicato de lítio.

No entanto, cerâmicas à base de óxido de zircônia são praticamente impermeáveis ao condicionamento com ácido fluorídrico, o que impede a criação de microporosidades na superfície da cerâmica, necessárias para promover uma microrretenção mecânica. Isso acontece devido à cristalinidade extremamente elevada das cerâmicas de zircônia, com uma fase vítrea <1% e um baixo teor de dióxido de silício, sendo, por isso, chamadas de ácido-resistentes (TZANAKAKIS; TZOUTZAS; KOIDIS et al. 2016; THOMPSON et al. 2011; DELLA BONA; ANUSAVICE; HOOD, 2002). Além disso, a química tradicional adesiva é ineficaz nas superfícies de ZrO_2 , uma vez que elas são essencialmente não polares e inertes (THOMPSON et al. 2011). Com isso, a retenção das coroas de zircônia na estrutura dental ainda é dependente de características do preparo que proporcionem retenção mecânica da peça. No entanto, um esforço da comunidade científica vem sendo feita para aumentar os valores de resistência de união adesiva deste material. Para otimizar a adesão da zircônia ao cimento resinoso, a combinação de tratamentos superficiais mecânicos e químicos mostrou ser essencial. (ÖZCAN; BERNASCONI, 2015; INOKOSHI et al. 2018; SHAHIN; KERN, 2010; KERN, 2015).

1.1 Estrutura da zircônia

A zircônia, denominada também de dióxido de zircônio (ZrO_2), é uma cerâmica policristalina em que os átomos de zircônio e oxigênio se arranjam em um padrão de cristal formando grãos cristalinos. As cerâmicas policristalinas apresentam alta resistência e opacidade, e são usadas como material de escolha para restaurações submetidas a uma alta concentração de tensões (LAWSON; BURGESS, 2014; GAUTAM et al. 2016).

O ZrO_2 é um material polimorfo que pode exibir mais de uma estrutura cristalina, dependendo das condições de temperatura e pressão. A zircônia pura é monoclinica (m) à temperatura ambiente. Com o aumento da temperatura, ela se transforma em uma estrutura de cristal tetragonal (t) a $1.170^\circ C$ e, mais tarde, em uma fase cúbica (c) a $2.370^\circ C$, com fusão a $2716^\circ C$. A transformação da fase $t \rightarrow m$, que ocorre durante o resfriamento até a temperatura ambiente, está associada a uma expansão volumétrica de aproximadamente 3-4%, suficiente para causar falhas catastróficas. A adição de óxidos estabilizadores, tais como CaO , MgO , CeO_2 ou Y_2O_3 , à zircônia pura, é responsável por manter a estrutura tetragonal do óxido de zircônio à temperatura ambiente e evitar danos irreversíveis. (GAUTAM et al. 2016; CAVALCANTI et al. 2009; CHEVALIER; GREMILLARD, 2009; PICONI; MACCAURO, 1999).

Quando uma trinca inicia na superfície da cerâmica de zircônia estabilizada, a concentração de estresse na parte superior da fenda faz com que o cristal tetragonal se transforme em um cristal monoclinico ($t \rightarrow m$), com expansão volumétrica associada. A transformação induzida por estresse leva à tensão compressiva, que impede que a trinca se propague, absorvendo energia e proporcionando resistência à fratura. (MIYAZAKI et al. 2013; PICONI; MACCAURO 1999).

1.2 Tipos de zircônia para aplicação odontológica

A zircônia tetragonal policristalina estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP) é a cerâmica de zircônia mais amplamente usada em aplicações odontológicas. Dos óxidos estabilizantes, o ítria (Y_2O_3) provou ser o mais eficaz em proporcionar às cerâmicas de zircônia uma combinação de alta resistência e tenacidade. Com valores de resistência à flexão na faixa de 900–1300 MPa e tenacidade à fratura na faixa de 3,5-4,5 Mpa $m^{0.5}$ apresentou propriedades mecânicas bem acima das outras cerâmicas dentárias (ZHANG; LAWN 2018, DENRY; KELLY 2008). No entanto, a 3Y-TZP não é reconhecida como a cerâmica dentária mais estética por apresentar baixa translucidez (ZHANG; LAWN, 2018, TABATABAIAN, 2019). Isso se deve ao fato de a Y-TZP possuir uma estrutura cristalina anisotrópica, que causa diferentes índices de refração em diferentes direções cristalinas. Tal característica é chamada de birrefringência, que resulta na descontinuidade do índice de refração nos limites dos grãos se as orientações cristalinas dos grãos adjacentes não forem as mesmas. Como consequência, causa a dispersão e redução da transmitância da luz (ZHANG, 2014).

Uma estratégia para melhorar significativamente a translucidez das cerâmicas de zircônia é introduzir uma fase cúbica (*c*) opticamente isotrópica à zircônia tetragonal, que diminui a dispersão da luz a partir dos limites de grãos birrefringentes (MANZIUC et al. 2019). Isto pode ser conseguido com o aumento do conteúdo de ítria, para produzir zircônias parcialmente estabilizadas, 4 mol% (4Y-PSZ) ou 5 mol% (5Y-PSZ) com mais de 25% e 50%, respectivamente, de fase cúbica na composição (ZHANG; LAWN, 2018). Existe uma correlação entre a translucidez e a quantidade de fase *c*, correlação esta que se deve ao fato de que a fase *c* é mais translúcida que a fase *t*, graças a sua estrutura cristalina isotrópica (INOKOSHI et al. 2018).

No entanto, as propriedades mecânicas da zircônia translúcida constituem uma desvantagem. A zircônia cúbica é uma fase estável e não sofre transformação de fase $t \rightarrow m$. Por apresentar mais fase *c* na composição (> 25%) do que a zircônia convencional (< 15%), as propriedades mecânicas da zircônia translúcida foram comprometidas, com redução dos valores de resistência à flexão (400-1000 MPa) e tenacidade à fratura (2,2-3,5 Mpa m_{0,5}) (ZHANG; LAWN, 2018; MANZIUC et al. 2019; ZHANG et al. 2016). Ainda assim, os valores são maiores que a dentina (resistência à flexão: 137.9 –220.63 Mpa; tenacidade à fratura: 1-2 Mpa m_{0,5}) e o esmalte (resistência à flexão: 69 Mpa; tenacidade à fratura 0,70-1,16 Mpa m_{0,5}) (SANTANDER et al. 2010; YILMAZ; SCHNEIDER; SWAIN, 2015; NAZARI et al. 2009).

1.3 Adesão em cerâmicas de zircônia

Para a adesão em cerâmicas de zircônia, algumas etapas devem ser realizadas na superfície da zircônia. Primeiro, deve ser limpa de contaminantes; segundo, deve ser rugosa para aumentar a área de superfície disponível para adesão e fornecer retenção micromecânica; e terceiro, precisa ser ativada para ligação química (KERN, 2009).

1.3.1 Jateamento com Al₂O₃

A literatura é bem estabelecida quanto à importância do jateamento para aumentar a rugosidade e a área de superfície disponível para adesão, melhorando a molhabilidade e retenção micromecânica do cimento resinoso (KHAN et al. 2017, YANG; BARLOI; KERN, 2010; CAVALCANTI et al. 2009; YAMAGUCHI et al. 2012). O aumento da rugosidade da superfície com o jateamento é responsável pela microrretenção do adesivo/cimento na superfície da cerâmica, que é capaz de melhorar a estabilidade e durabilidade das ligações,

uma vez que as ligações físicas são menos sensíveis à degradação hidrolítica em água (HALLMANN et al. 2012).

Estudos mostraram que o jateamento da superfície com partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3) é considerado uma etapa determinante para promover uma adesão resistente e duradoura entre os cimentos resinosos e a cerâmica de zircônia. (AUNG et al. 2019; KERN, 2015; KNOW et al. 2018). Ruales-Carrera et al. (2019) avaliaram o comportamento adesivo da zircônia convencional e translúcida após o jateamento com partículas de óxido de alumínio e observaram que a resistência de união da zircônia sem tratamento de superfície foi significativamente menor (6,64 MPa e 3,38 MPa, zircônia convencional e translúcida, respectivamente) do que quando jateada com partículas de óxido de alumínio (19,99 MPa e 15,18 MPa, zircônia convencional e translúcida, respectivamente).

No entanto, existem preocupações quanto à influência do protocolo de abrasão mecânica no comportamento da zircônia. Em outras palavras, há controvérsia quando se discute se o jateamento com partículas de alumina influencia a resistência das cerâmicas de zircônia em um nível clinicamente relevante. De acordo com Zhang, Lawn e Rekow (2004), o impacto das partículas de alumina pode gerar microtrincas com potencial para comprometer a longevidade das restaurações. Por sua vez, outros estudos constataram aumento da resistência mecânica da zircônia após o jateamento (KOSMA et al. 2000; GUAZZATO et al. 2004).

Um cuidado deve ser tomado no jateamento das partículas de alumina em zircônias translúcidas, uma vez que elas não são capazes de sofrer transformação de fase induzida por estresse, conseqüentemente, não têm capacidade de resistir ao crescimento de defeitos próximos à superfície, diminuindo sua resistência (ZHANG; LAWN, 2018; INOKOSHI et al. 2018; ZHANG et al. 2016; ZHAO et al. 2019). Segundo Aunt et al. (2019), a pressão das partículas de Al_2O_3 influencia a adesão à zircônia em longo prazo. O jateamento a 0,2 MPa com 50 μm de Al_2O_3 proporcionou uma adesão duradoura e confiável à cerâmica de zircônia translúcida, mas parece que a pressão de 0,4 MPa poderia causar abrasão excessiva, tensão mecânica e defeitos de superfície que poderiam comprometer a resistência da zircônia e resultar em falhas de adesão.

Para minimizar defeitos e a formação de microfissuras na superfície da zircônia é recomendado usar partículas de tamanho pequeno e reduzir a pressão de jateamento (HALLMANN et al. 2012; KERN 2009; ZHANG; LAWN, 2006). Ozcan (2013) propôs um protocolo de jateamento para a zircônia. As partículas de alumina deveriam ter tamanhos

entre 30 e 50 μm , a uma pressão entre 0,5 e 2,5 bar, com uma duração de aproximadamente 20 s. A distância da ponta do jateador até a superfície da cerâmica de zircônia deve ser de aproximadamente 10 mm, para permitir que as partículas atinjam a superfície em um raio maior.

1.3.2 Silicatização

Consiste no jateamento de partículas de alumina revestidas com sílica e incorporação de partículas de sílica na superfície da cerâmica. A silicatização mostrou ser um método de tratamento de superfície eficaz para aumentar a rugosidade da superfície e melhorar a resistência de união do cimento resinoso à zircônia por meio de dois mecanismos (SHIN, 2014; DBRADOVIĆ-DJURICÍĆ et al. 2013). Primeiramente, a rugosidade da superfície resultante do jateamento proporciona uma área de superfície maior para a retenção micromecânica. Em segundo lugar, melhora a ligação química, uma vez que a superfície revestida com sílica permite a ligação química entre a sílica depositada, o silano e o cimento de resina (DELLA BONA et al. 2007; BLIXT et al. 2000).

Contudo, a eficácia da adesão, no longo prazo, com essa técnica (partículas de alumina 30 μm revestidas com sílica, nome comercial: Cojet, Rocatec; seguido de aplicação de silano), é controversa (DBRADOVIĆ-DJURICÍĆ et al. 2013). Ruales-Carrera et al. (2019) também observaram que o revestimento de sílica seguido de silanização pode melhorar a adesão do cimento resinoso à zircônia (6,64-18,77 Mpa; 3,38-11,35 Mpa, zircônia convencional e translúcida, respectivamente). No entanto, outros estudos observaram que o método de revestimento com sílica leva à formação de aglomerados de partículas de sílica fracamente aderidas à superfície da zircônia, que supostamente comprometem a durabilidade e estabilidade da resistência de união (HALLMANN et al. 2012; YI et al. 2015; LIMA et al. 2019).

1.3.3 Adesivos universais

Os “adesivos universais” são adesivos de frasco único que podem ser usados com múltiplos materiais restauradores. São indicados para uma variedade de procedimentos e estratégias de adesão, oferecendo ao clínico a conveniência de aplicá-los na dentina e em restaurações indiretas, simultaneamente, sem comprometer a eficácia da adesão. Além de simplificar as etapas de aplicação, os adesivos universais podem eliminar o risco de condicionamento inadequado das superfícies adesivas e aumentar a aceitação dos métodos de

cimentação adesiva no consultório. (PERDIGÃO; SWIFT, 2015; ALEX, 2015; XIE et al. 2016; AZIMIAN; KLOSA; KERN, 2012).

Os adesivos universais são, em sua essência, autocondicionantes, e podem ser associados ou não ao condicionamento prévio com ácido fosfórico como sistema adesivo “*etch-and-rinse*” de dois passos ou “*self-etch*” de um passo (SEZINANDO et al. 2015; HANABUSA et al. 2012; FRANKENBERGER et al. 2008). A adesão ao esmalte é geralmente mais eficaz com o condicionamento com ácido fosfórico (HANABUSA et al. 2012; PEUMANS et al. 2010; VAN MEERBEEK et al. 2005; ROTTA et al. 2007). Frankenberger et al. (2008) observaram que o desempenho da adesão em esmalte de adesivos autocondicionantes foi melhorado quando o ácido fosfórico foi aplicado no esmalte seletivamente.

No entanto, o condicionamento prévio com ácido fosfórico na dentina antes da aplicação de um adesivo universal não melhora a eficácia da adesão (ROSA; PIVA; SILVA, 2015; MARCHESI et al. 2014). Como afirmam Jang et al. (2016), adesivos universais podem garantir uma adesão confiável à dentina, independentemente do modo de aplicação. Os adesivos autocondicionantes têm a capacidade de condicionar as estruturas dentárias devido à presença de monômeros ácidos na composição (SEZINANDO et al. 2015; CARVALHO et al. 2005; VAN MEERBEEK et al. 2011). No entanto, apresentam um potencial de condicionamento reduzido quando comparado aos *etch-and-rinse*, deixando os túbulos dentinários em grande parte obstruídos com esfregaço, contribuindo para uma menor sensibilidade pós-operatória (ROSA; PIVA; SILVA, 2015; CARVALHO et al. 2005; VAN MEERBEEK et al. 2011).

Além disso, os adesivos universais contêm silano e MDP (10-metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato) na composição, e por isso podem ser usados como substitutos de primers cerâmicos, não apenas em cerâmica à base de óxidos, mas também em cerâmicas à base de sílica. O MDP é um monômero funcional com um grupo metacrilato hidrofóbico em uma extremidade (capaz de ligar-se quimicamente a restaurações à base de metacrilato e cimento) e um grupo fosfato polar hidrofílico na outra extremidade (capaz de ligar-se quimicamente a tecidos dentais, metais e zircônia) (ALEX, 2015, SANTERRE; SHAJII; LEUNG, 2001). Para cerâmicas à base de óxidos é essencial a aplicação de um agente de união contendo MDP (INOKOSHI et al. 2014; THOMPSON et al. 2011). Estudos têm mostrado que monômeros contendo MDP são promissores agentes químicos para melhorar a

resistência de união da zircônia ao cimento resinoso (AMARAL et al. 2014; KITAYAMA et al. 2010; MAGNE et al. 2010).

Uma adesão durável da zircônia (convencional e translúcida) ao cimento resinoso é alcançada após tratamento mecânico por jateamento com partículas de alumina ou silicatização, associado a um adesivo universal contendo MDP (RUALES-CARRERA et al. 2019). Conforme Amaral et al. (2014), o jateamento com partículas de alumina associado à aplicação de primers ou adesivos contendo MDP parece ser uma excelente opção para a uma adesão efetiva do cimento à zircônia, bem como a deposição de sílica (silicatização) seguida da aplicação de silano.

1.3.4 Cimentos

O sucesso da cimentação adesiva está diretamente relacionado à ligação química ou micromecânica estabelecida entre o cimento e a superfície interna da cerâmica. Os cimentos resinosos têm a vantagem de apresentarem boa estética, baixa solubilidade e resistência mecânica, além de contribuir para aumentar a resistência a fraturas. Em virtude disso, estes cimentos são os materiais dentários mais utilizados para a cimentação de restaurações cerâmicas. Os cimentos de resina de cura dual com grupos fosfato ou carboxilato são a melhor opção para a cimentação de restaurações de zircônia (CHAGAS; BASTOS, 2015; MANZIUC et al. 2019).

Palácios et al. (2006) avaliaram a capacidade de retenção de copings de zircônia cimentados com três agentes de cimentação: cimento resinoso - Panavia F 2.0 (PAN); cimento de ionômero de vidro modificado por resina - Rely X Luting (RXL); cimento resinoso auto-adesivo – RelyX Unicem (RLU), após jateamento da superfície interna com partículas de alumina. Constatou-se que os três cimentos resinosos não foram diferentes significativamente (PAN- 5,1 MPa; RXL- 6,1 MPa e RLU- 5,0 MPa) e todos foram capazes de reter as coroas de zircônia. Por outro lado, Shahin e Kern (2010), ao avaliar o efeito do jateamento na retenção de coroas de zircônia cimentadas com três diferentes tipos de cimento (fosfato de zinco (CFZ), cimento de ionômero de vidro (CIV) e cimento resinoso (CR)), observaram que a presença do monômero de fosfato no cimento resinoso aumentou significativamente (CR- 6,1 MPa; CIV- 4,4 MPa; CFZ- 3,5 MPa) a retenção das coroas de zircônia quando comparado com os cimentos convencionais (CFZ e CIV). Além disso, o jateamento com partículas de alumina como tratamento da superfície melhorou a retenção das coroas de zircônia, independentemente do cimento utilizado.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

- Avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de coroas de zircônia á estrutura dentária após envelhecimento artificial (mecânico, térmico e de pH).

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a influência do envelhecimento artificial na resistência de união adesiva de coroas de zircônia translúcidas á estrutura dentária, após o tratamento de superfície com sistema adesivo universal.

- Avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície da zircônia translúcida na resistência de união adesiva de coroas á estrutura dentária, após envelhecimento artificial.

3 METODOLOGIA ESTENDIDA

Após o cálculo do tamanho da amostra e a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa humana CEPESH – UFSC (# 2.448.723), cinquenta e cinco terceiros molares superiores humanos (N=55) sadios extraídos por razões não inerentes ao presente estudo foram coletados e quarenta e quatro (n=44) foram selecionados após a realização do cálculo amostral e com base nos critérios de inclusão. Os dentes deveriam estar livres de cavidades e fissuras, e ter formato e tamanho semelhantes. Somente dentes que apresentavam três cúspides foram selecionados (Figura 1a). Os dentes foram limpos com pedra-pomes e os restos do ligamento periodontal foram removidos com curetas periodontais e armazenados em solução de timol a 0,1%.

As raízes de todos os dentes foram fixadas em um cilindro de cloreto de polivinil de 25 mm de diâmetro usando uma resina acrílica autopolimerizável (figura 1b). A inserção dos dentes foi realizada com o uso de um agrimensor dentário para que os dentes fossem posicionados em seu alinhamento mais vertical e a junção amelocementária (JEC) posicionada 2 mm acima do nível da resina. Após a inclusão, todos os dentes foram armazenados em água destilada à temperatura ambiente.

Duas moldagens de cada dente foram feitas com polivinilsiloxano Express XT (3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) (figura 1c). Um corte no sentido mesio-distal e outro no sentido vestibulo-bucal foram realizados em cada molde, respectivamente, e usados como guia para redução dentária (figura 1 d). Os dentes foram preparados usando pontas diamantadas nº1014, 3146, 4137 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brazil) (Figura 1 e-i), em alta velocidade, sob uma refrigeração constante, com água e ar. O preparo de cada dente foi padronizada com uma sonda milimetrada e molde de silicone. Após o preparo, as seguintes características foram obtidas: redução de 2,0 mm oclusal (figura 1j), redução axial de 1,5 mm (figura 1k) e margem em chanfro profundo de 1,0 mm (figura 1 l). Uma ponta diamantada (nº 3098; KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) foi empregada para deixar a superfície oclusal plana (figura 2 a), e o comprimento axial de aproximadamente 2 mm, conferido com uma sonda milimétrica, foi padronizado para todos os dentes. O polimento do preparo foi realizado com pontas diamantadas de granulação fina e extrafina (nº 4137F, 4137FF; KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) e borrachas de polimento (Astropol P e HP - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

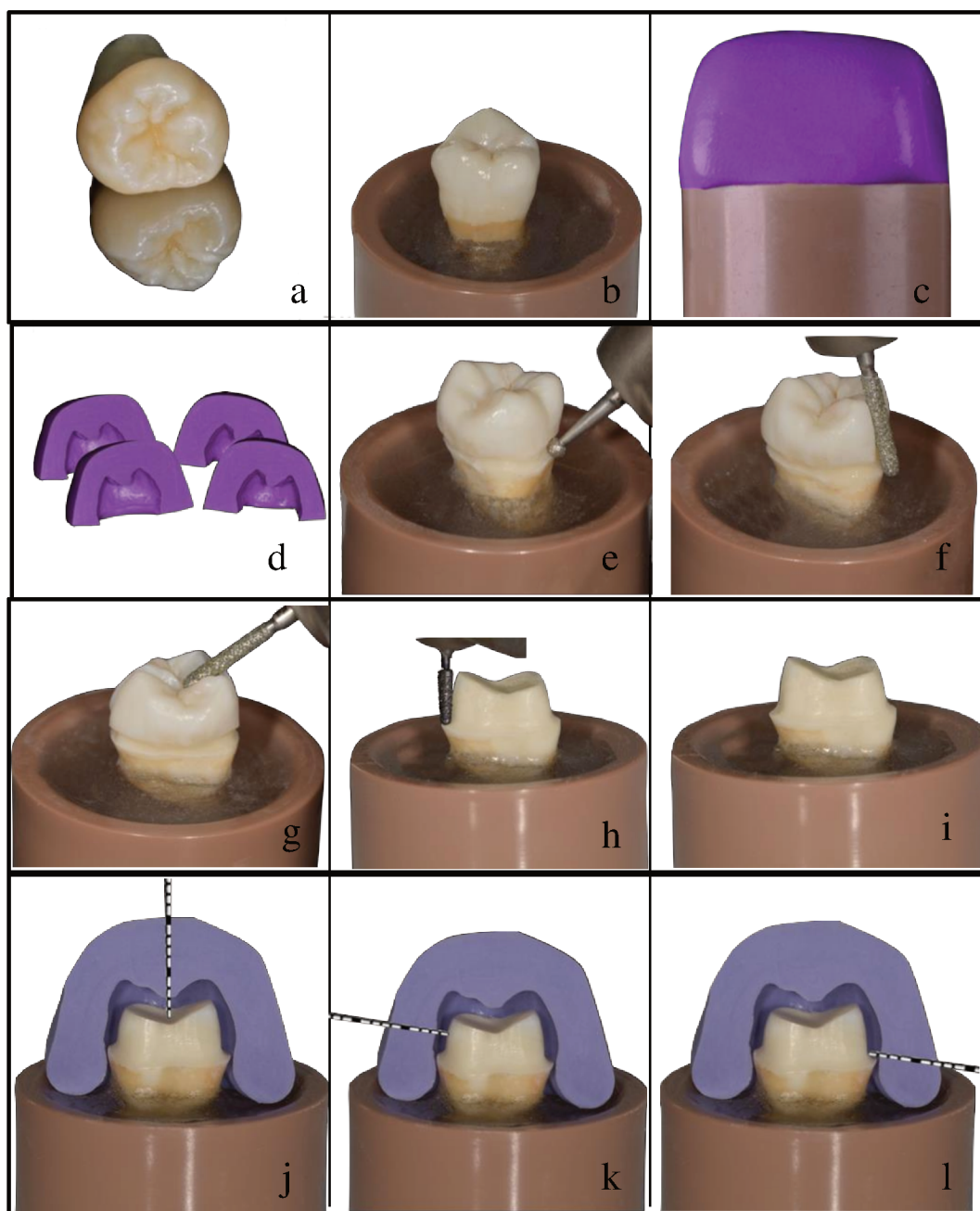


Figura 1: (a) Terceiro molar superior. (b) Dente incluído. (c) Moldagem com silicone de adição. (d) guias para redução dentária. (e)- Canaleta cervical. (f) Sulcos longitudinais. (g) Redução oclusal. (h) Refinamento do preparo. (i) Preparo para coroa. (j) 2 mm de redução oclusal. (k) 1,5 de redução axial. (l) 1,0 mm de chanfro profundo.

Cada preparo dental foi escaneado (Medit T500, Medit Corp., Seongbuk-gu, South Korea) e o design de uma coroa com uma barra na superfície oclusal foi projetado para cada dente preparado em um software especializado (exocad GmbH, Darmstadt, Germany). As coroas de zircônia de alta translucidez (3M Lava Esthetic fluorescente Full-Contour Zirconia;

Tabela 1) foram fresadas (Roland DWX-52Dci, Irvine, CA, USA) (figura 2 b) e limpas em banho ultrassônico por 5 min de 99% de etanol.

Antes da cimentação, a área da superfície axial e oclusal de cada dente preparado foi calculada. Para tal, uma réplica fina da superfície oclusal foi obtida por meio da moldagem, com silicone, da porção oclusal (figura 2 c-d). Cada réplica foi digitalizada em um escâner, juntamente com um quadrado de área e perímetro conhecidos. A imagem digitalizada da superfície oclusal e a do quadrado padrão (figura 2 e) foram usadas para determinar o comprimento do perímetro e da área oclusal de cada espécime, usando um software especializado (ImageJ version 1.47, NIH, Bethesda, MD, USA) (figura 2 f). O comprimento axial de cada dente preparado foi medido com um paquímetro digital. O perímetro oclusal foi multiplicado pelo comprimento axial ($\cong 2\text{mm}$) para chegar à área de superfície axial de cada preparação. As áreas de superfície oclusal e axial foram adicionadas para obter a área total.

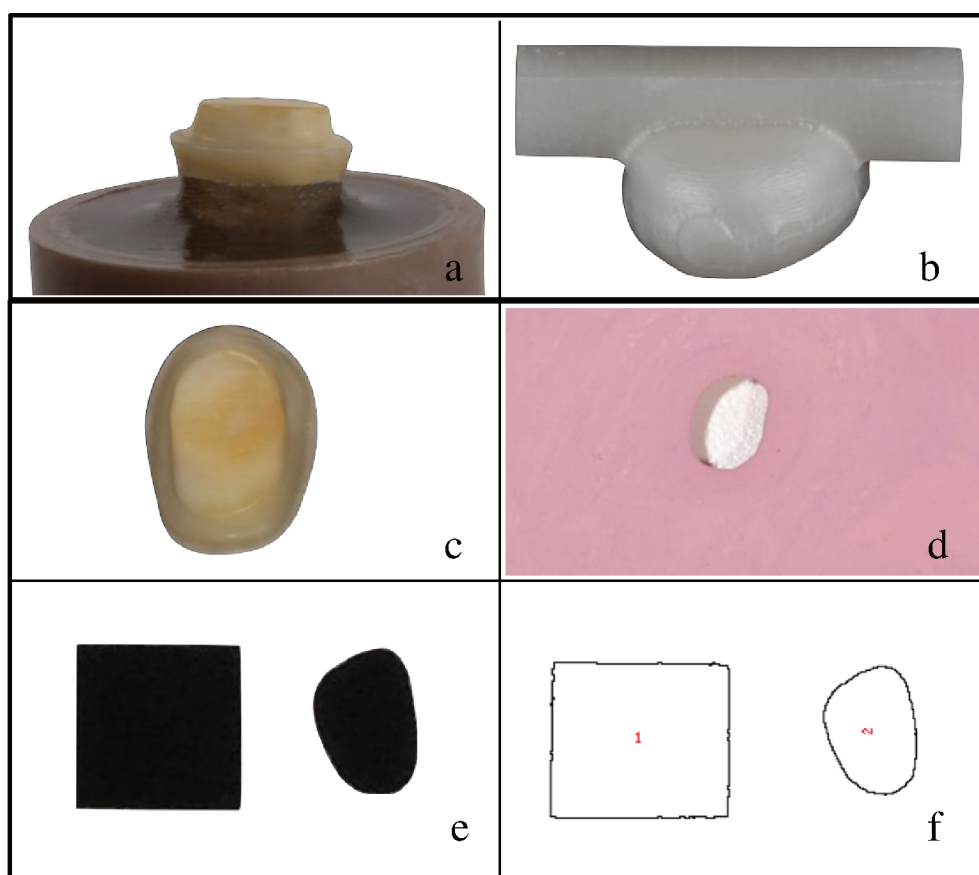


Figura 2: (a) Preparo com oclusal plana. (b) Coroa de zircônia com uma barra na superfície oclusal. (c) Superfície oclusal. (d) Moldagem da superfície oclusal com silicone. (e) Imagem obtida com um scanner de um quadrado padrão e da superfície oclusal. (f) identificação das imagens com o image j para cálculo das áreas

As coroas selecionadas (n=44) foram divididas em dois grupos: sem envelhecimento (NA, n = 11) e envelhecidas (A, n = 33). No grupo NA, apenas o tratamento de superfície químico (sem jateamento) foi realizado com o adesivo Scotchbond Universal (SBU, 3M ESPE; St Paul, MN, EUA; Tabela 1), aplicado com um microbrush na superfície, por 20 s, e o excesso removido por secagem com ar, por 5 s.

Já no grupo A, as coroas foram divididas em três subgrupos de acordo com o tratamento de superfície (n=11):

- controle (A.C): sem jateamento; SBU aplicado conforme o NA;
- alumina (A.AL): jateamento com partículas de Al₂O₃ (tamanho da partícula 50µm; Polidental Ind., Cotia, São Paulo, Brasil) a uma distância de 10 mm, por 10 s e pressão de 2 bars; limpos em banho ultrassônico (água destilada, 5 min) e vigorosamente secos ao ar por 20 s; SBU aplicado conforme o NA;
- sílica (A.SIL): jateamento com partículas de alumina encobertas com sílica (tamanho da partícula 30µm; Cojet, 3M ESPE Dental Products, Saint Paul, Minnesota) a uma distância de 10 mm, por 10 s e pressão de 2 bars; Ar-Spray, livre de água e óleo, foi usado para remover o excesso de partículas depositado na superfície; SBU aplicado conforme o NA.

Material	Composição	Fabricante
Lava Esthetic fluorescente Full-Contour Zirconia	ZrO ₂ com ≅ 5 mol% de Ytria	3M ESPE Saint Paul, Minnesota, USA/ 667112
Scotchbond Universal	10-MDP, HEMA, etanol, água, resinas de dimetacrilato, modificação de metacrilato, copolímero de ácido polialquenoico, copolímero de ácido poliacrílico, silano, cargas, iniciadores	3M ESPE-Saint Paul, Minnesota, USA/ 80209B
RelyX Ultimate	Pasta base: Monômeros de metacrilato; Radiopaco, partículas silanizadas; componentes iniciadores; estabilizadores; Aditivos reológicos. Pasta catalizadora: Monômeros metacrilato; Partículas alcalinas radiopacas; Componentes do iniciador; Estabilizadores; Pigmentos; Aditivos reológicos; Corante de fluorescência; Ativador de cura escura.	3M ESPE-Saint Paul, Minnesota, USA/ 3845745

Tabela 1: Lista de materiais

Para a cimentação no substrato dentinário, após profilaxia com pasta de pedra-pomes e água, usando escova Robinson (figura 3 a), o SBU foi aplicado, pela técnica autocondicionante (figura 3 b), por 20 s, e o excesso foi removido por secagem com ar, por 5 s para volatilizar o solvente. O cimento resinoso dual (RelyX Ultimate, 3M ESPE; Tabela 1) foi misturado, seguindo as instruções do fabricante, e aplicado diretamente sobre a superfície interna da coroa de zircônia (figura 3 c). As coroas foram assentadas em posição por pressão digital (figura 3 d) e, em seguida, foram submetidas a uma força axial de 5 N, por 5 minutos, em um dispositivo de carregamento. O excesso de cimento foi removido das margens com uma bolinha de algodão, e na sequência, um gel de glicerina foi aplicado ao redor das margens (figura 3 e), realizando-se a ativação da luz (YS-B Orthodontics Led Curing Light; Guangdong, China) (figura 3 f) em cada face por 20 s, com uma irradiância média de 1102 mW/cm².

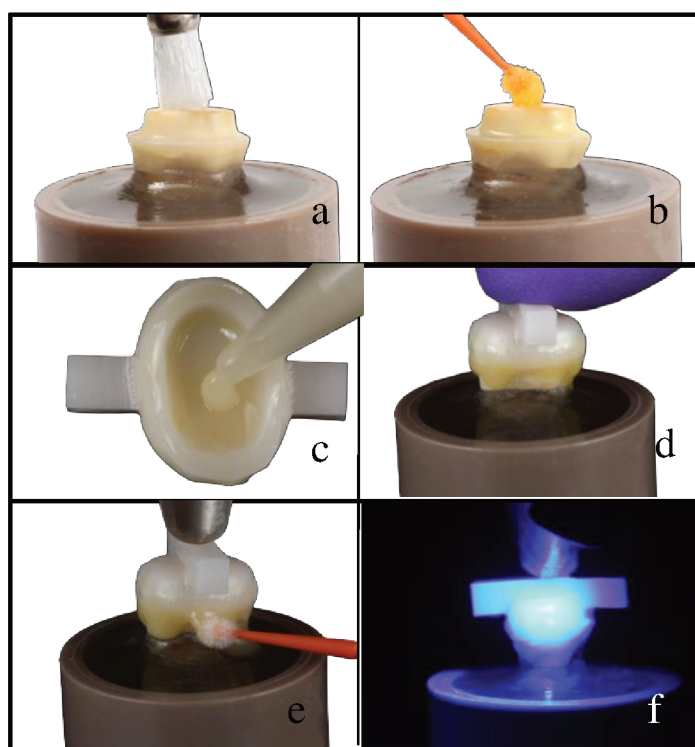


Figura 3: (a) profilaxia da estrutura dentária. (b) Aplicação do adesivo no modo auto-condicionante. (c) Aplicação do cimento no interior da coroa. (d) Pressão digital. (e) Remoção dos excessos. (f) Fotopolimerização.

Após 24 horas de armazenamento em água destilada à 37°C, as amostras foram submetidas ao envelhecimento artificial por carga mecânica (Chewing simulator CS-4; SD-Mechatronik, Germany) e termociclagem (CS-4.2, THE-1100, SD-Mechatronik, Germany)

combinada com ciclagem de pH, com exceção do grupo não envelhecido. A carga mecânica foi aplicada com um pistão metálico de 6 mm de diâmetro por 240.000 ciclos a 60 mm/min com uma carga de 50 N. Para a ciclagem térmica e de pH, uma solução ácida (pH 3.6; 2 litros de água destilada, 18,22 gm de fosfato de sódio dibásico (Na_2HPO_4), 28,5 gm de ácido cítrico ($\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$)) foi colocada em um recipiente posicionado dentro da incubadora a 5 °C. Outro recipiente, que também estava na incubadora, a 55 °C, continha solução básica (pH 7.8; 2 litros de água destilada, 54,17 gm Na_2HPO_4 , 1,8 gm $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$). No total, 10,000 ciclos foram realizados, com tempo de imersão de 30 s em cada solução e 15 s de transferência.

Para o teste de retenção, um cabo de aço foi acoplado a cada extremidade da barra oclusal (figura 4) e um carregamento de tração (0.5 mm/min) foi aplicado ao longo eixo do dente em uma máquina de ensaios universais (Instron 8501; Instron, Canton, Mass). A resistência de união adesiva em MPa foi calculada dividindo a força de deslocamento das coroas em N pela área total da superfície da preparação do dente em mm^2 .

$$\text{Resistência de união (Mpa)}: \frac{\text{Força de deslocamento (N)}}{\text{Área total da superfície do preparo (mm}^2\text{)}}$$



Figura 4: Dispositivo de remoção da coroa.

Após a remoção da coroa, o modo de falha de acordo com a localização do cimento foi registrado por um observador calibrado que examinou a coroa e o dente para identificar a natureza da falha de acordo com os critérios da tabela 2. Para ilustrar o modo de falha duas amostras de cada grupo foram examinadas sob uma microscopia eletrônica de varredura (MEV). A análise estatística da resistência de união foi realizada com ANOVA *one-way*. A comparação estatística por pares foi realizada com o teste de Tukey ($p < 0.05$).

Classe	Descrição	Natureza
1	Cimento no dente preparado (mais que 75% da superfície axial)	Adesiva
2	Cimento no dente e na coroa	Coesiva
3	Cimento na coroa (mais que 75% da superfície axial)	Adesiva
4	Fratura da coroa	Coesiva
5	Fratura do dente	Coesiva
6	Ausência de cimento	Adesiva

Tabela 2: Caracterização da falha pela localização do cimento após o teste.

4 ARTIGO

Influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de coroas de zircônia na estrutura dentária

4.1 RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de coroas de zircônia à estrutura dentária após envelhecimento (mecânico, térmico e de pH). Para tal, quarenta e quatro terceiros molares humanos hígidos (n= 44) receberam preparo para coroa. Para cada dente, uma coroa de zircônia CAD/CAM translúcida foi fabricada. As coroas foram divididas em dois grupos: sem envelhecimento (NA, n=11) e envelhecidas (A, n=33). As coroas do grupo NA receberam tratamento de superfície apenas com adesivo Scotchbond universal (SBU). As coroas do grupo A foram divididas em três subgrupos, de acordo com o tratamento de superfície (n = 11): controle (A.C) – SBU; alumina (A.AL) – jateamento com partículas de Al_2O_3 + SBU; sílica (A.SIL) – silicatização + SBU. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso RelyX Ultimate e a fotopolimerização realizada com YS-B Orthodontics Led Curing Light à uma irradiância média de 1102 mW/cm². Os espécimes do grupo NA foram armazenados em água destilada à 37°C por 24 horas e os espécimes do grupo A foram envelhecidos por ciclagem mecânica, térmica e de pH. A resistência de união adesiva das coroas foi avaliada aplicando carga de tração à barra construída na superfície oclusal, usando uma máquina de teste universal a 0,5 mm/min. A força de remoção foi registrada e a resistência de união adesiva calculada com base na força de remoção e na área superficial preparada. A análise estatística foi realizada com ANOVA *one-way*. A comparação estatística por pares foi feita com o teste de Tukey (p <0.05). O envelhecimento reduziu significativamente a resistência de união das coroas não envelhecidas (NA.C: $3,22 \pm 0,86$ MPa; A.C: $0,80 \pm 0,36$ MPa; p<0.001). O tratamento de superfície com alumina ($4,02 \pm 1,27$ MPa) ou silicatização ($3,99 \pm 1,26$ MPa) resultou em uma resistência de união significativamente maior em comparação com as coroas do grupo A.C ($0,80 \pm 0,36$) MPa; p<0.001). Quando os espécimes não foram jateados, o tratamento químico não foi suficiente para reter as coroas de zircônia após o envelhecimento. A adesão de coroas de zircônia de alta translucidez à estrutura dental é melhorada após o jateamento e não é influenciada pelo conteúdo de sílica.

4.2 INTRODUÇÃO

A zircônia tetragonal policristalina estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP) é a cerâmica de zircônia mais amplamente utilizada para aplicações odontológicas.¹ Embora apresentem excelentes propriedades mecânicas e boa biocompatibilidade, as cerâmicas 3Y-TZP exibem alta opacidade, comprometendo a estética.^{2,3} Uma estratégia para melhorar significativamente a translucidez das cerâmicas de zircônia é aumentar o conteúdo de ítria para produzir zircônias parcialmente estabilizadas, 4 mol% (4Y-PSZ) ou 5 mol% (5Y-PSZ).⁴ Essas adições introduziram uma fase cúbica opticamente isotrópica na zircônia tetragonal que diminui a opacidade e tornou a zircônia mais adequada para uso em restaurações anteriores monolíticas.⁴⁻⁶

Estudos mostram que a mudança na composição cristalina da zircônia compromete propriedades mecânicas como resistência à fratura e tenacidade.^{4,7-9} No entanto, a zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) é mais resistente do que as cerâmicas vítreas.¹⁰⁻¹³ Sendo assim, pode ser uma alternativa promissora aos materiais cerâmicos feldspáticos e de dissilicato de lítio, se puder ser adequadamente aderida à estrutura dentária.¹⁴ A preocupação com o uso da zircônia na odontologia está relacionada ao seu limitado potencial de cimentação adesiva. Para otimizar a adesão da zircônia ao cimento resinoso, a combinação de tratamentos superficiais mecânicos e químicos mostra-se essencial.^{9,15-17}

Vários métodos de tratamento de superfície como, por exemplo, o jateamento com alumina, condicionamento seletivo por infiltração, laser de Er:YAG e CO₂, revestimento de sílica triboquímica e primers/adesivos têm sido propostos para melhorar a adesão da zircônia.¹⁸⁻²² Embora não exista um consenso sobre o método de tratamento de superfície mais adequado para a zircônia, estudos têm mostrado que o jateamento com partículas de alumina ou silicatização, com o propósito de aumentar a rugosidade da superfície, combinado com um agente de união (primer/adesivo) contendo 10-MDP (10-metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato), parece ser o método mais confiável para a adesão eficaz à zircônia.^{9,18,20, 23-25}

Recentemente, foram introduzidos no mercado os adesivos universais, desenvolvidos para serem usados com múltiplos materiais restauradores. Estes adesivos geralmente contêm silano e MDP em sua composição e, portanto, podem ser utilizados como substitutos dos primers cerâmicos, não apenas em cerâmica à base de óxidos, mas também em cerâmicas à base de sílica.²⁶ Estudos mostraram que os adesivos universais são tão eficazes como os primers de zircônia.^{22-23, 27-28} ou ainda mais eficazes.²⁹

Até o presente momento, tratamentos de superfície em zircônia translúcida não estão bem definidos. Pouco se sabe sobre a capacidade de adesão das zircônias translúcidas quando submetidas a diferentes tratamentos de superfície e sobre seu desempenho no longo prazo. Dessa forma, o objetivo desse estudo é avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva de coroas de zircônia á estrutura dentária após envelhecimento. As hipóteses testadas foram: 1- Não há influência do envelhecimento artificial na resistência de união adesiva de coroas de zircônia translúcida á estrutura dental, após o tratamento de superfície com sistema adesivo universal; 2- Não há influência de diferentes tratamentos de superfície da zircônia translúcida na resistência de união adesiva de coroas monolíticas á estrutura dentária, após envelhecimento artificial.

4.3 MATERIAIS E MÉTODOS

Após o cálculo do tamanho da amostra e aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa humana CEPESH - UFSC (#2.448.723), quarenta e quatro (n=44) terceiros molares superiores humanos sadios extraídos por razões não inerente ao presente estudo foram selecionados após o cálculo amostral. Os dentes foram limpos e armazenados em solução de timol a 0,1%. As raízes de todos os dentes foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável com a junção amelocementária (JEC) posicionada 2 mm acima do nível da resina e armazenadas em água destilada à temperatura ambiente.

Duas moldagens de cada dente foram feitas com polivinilsiloxano Express XT (3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA). Um corte no sentido mesio-distal e outro no sentido vestibulo-bucal foram realizados em cada molde, respectivamente, e usados como guia para redução dentária. Os dentes foram preparados usando pontas diamantadas nº1014, 3146, 4137 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brazil), em alta velocidade, sob uma refrigeração constante, com água e ar. O preparo de cada dente foi padronizado com uma sonda milimetrada e molde de silicone. Após o preparo, as seguintes características foram obtidas: redução de 2,0 mm oclusal, redução axial de 1,5 mm e margem em chanfro profundo de 1,0 mm. Uma ponta diamantada (nº 3098; KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) foi empregada para deixar a superfície oclusal plana, e o comprimento axial de aproximadamente 2 mm, conferido com uma sonda milimetrada, foi padronizado para todos os dentes. O acabamento e polimento do preparo foi realizado com pontas diamantadas de granulação fina e extrafina (nº 4137F, 4137FF; KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) e borrachas de polimento (Astropol P e HP - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Cada preparo dental foi digitalizado com um escâner (Medit T500, Medit Corp., Seongbuk-gu, South Korea) e o design de uma coroa com uma barra na superfície oclusal 15, 30-31 foi projetado para cada dente preparado em um software especializado (exocad GmbH, Darmstadt, Germany). As coroas monolíticas de zircônia de alta translucidez (3M Lava Esthetic fluorescente Full-Contour Zirconia, Tabela 1) foram fresadas (Roland DWX-52Dci, Irvine, CA, USA), completamente sinterizadas á 1500°C e limpas em banho ultrassônico por 5 min com 99% de etanol.

Antes da cimentação, a área da superfície axial e oclusal de cada dente preparado foi calculada. Para tal, uma réplica fina da superfície oclusal foi obtida por meio da moldagem, com silicone, da porção oclusal. Cada réplica foi digitalizada em um escâner, juntamente com um quadrado de área e perímetro conhecidos. A imagem digitalizada da superfície oclusal e a do quadrado padrão foram usadas para determinar o comprimento do perímetro e da área oclusal de cada espécime, usando um software especializado (ImageJ version 1.47, NIH, Bethesda, MD, USA). O comprimento axial de cada dente preparado foi medido com um paquímetro digital. O perímetro oclusal foi multiplicado pelo comprimento axial ($\cong 2\text{mm}$) para chegar à área de superfície axial de cada preparação. As áreas de superfície oclusal e axial foram adicionadas para obter a área total. 30

As coroas (n=44) foram divididas em dois grupos: sem envelhecimento (NA, n = 11) e envelhecidas (A, n = 33). No grupo NA, apenas o tratamento de superfície químico (sem jateamento) foi realizado com o adesivo Scotchbond Universal (SBU, 3M ESPE; St Paul, MN, EUA; Tabela 1), aplicado com um microbrush na superfície, por 20 s, e o excesso removido por secagem com ar, por 5 s.

Já no grupo A, as coroas foram divididas em três subgrupos (n=11) de acordo com o tratamento de superfície:

- controle (A.C): sem jateamento; SBU aplicado conforme o NA;
- alumina (A.AL): jateamento com partículas de Al_2O_3 (tamanho da partícula 50 μm ; Polidental Ind., Cotia, São Paulo, Brasil) a uma distância de 10 mm, por 10 s e pressão de 2 bars; limpos em banho ultrassônico (água destilada, 5 min) e vigorosamente secos ao ar por 20 s; SBU aplicado conforme o NA;
- sílica (A.SIL): jateamento com partículas de alumina encobertas com sílica (tamanho da partícula 30 μm ; Cojet, 3M ESPE Dental Products, Saint Paul, Minnesota) a uma distância de 10 mm, por 10 s e pressão de 2 bars; Ar-Spray,

livre de água e óleo, foi usado para remover o excesso de partículas depositado na superfície; SBU aplicado conforme o NA.

Para a cimentação no substrato dentinário, após profilaxia com pasta de pedra-pomes e água, usando taça de borracha, o SBU foi aplicado, pela técnica autocondicionante, por 20 s, e o excesso foi removido por secagem com ar, por 5 s para volatilizar o solvente. O cimento resinoso dual (RelyX Ultimate, 3M ESPE; Tabela 1) foi misturado, seguindo as instruções do fabricante, e aplicado diretamente sobre a superfície interna da coroa de zircônia. As coroas foram assentadas em posição por pressão digital e, em seguida, foram submetidas a uma força axial de 5 N, por 5 minutos, em um dispositivo de carregamento. O excesso de cimento foi removido das margens com uma bolinha de algodão, e na sequência, um gel de glicerina foi aplicado ao redor das margens, realizando-se a ativação da luz (YS-B Orthodontics Led Curing Light; Guangdong, China) em cada face por 20 s, com uma irradiância média de 1102 mW/cm².

Após 24 horas de armazenamento em água destilada á temperatura ambiente, as amostras foram submetidas ao envelhecimento artificial por carga mecânica (Chewing simulator CS-4; SD- Mechatronik, Germany) e termociclagem (CS-4.2, THE-1100, SD- Mechatronik, Germany) combinada com ciclagem de pH, com exceção do grupo não envelhecido. A carga mecânica foi aplicada com um pistão metálico de 6 mm de diâmetro por 240.000 ciclos a 60 mm/min com uma carga de 50 N.³²⁻³³ Para a ciclagem térmica e de pH, uma solução ácida (pH 3.6; 2 litros de água destilada, 18.22 gm de fosfato de sódio dibásico (Na₂HPO₄), 28,5 gm de ácido cítrico (C₆H₈O₇)) foi colocada em um recipiente posicionado dentro da incubadora a 5 °C. Outro recipiente, que também estava na incubadora, a 55 °C, continha solução básica (pH 7.8; 2 litros de água destilada, 54,17 gm Na₂HPO₄, 1,8 gm C₆H₈O₇). No total, 10,000 ciclos foram realizados, com tempo de imersão de 30 s em cada solução e 15 s de transferência.³⁴⁻³⁵

Para o teste de retenção, um cabo de aço foi acoplado a cada extremidade da barra oclusal e um carregamento de tração (0.5 mm/min) foi aplicado ao longo eixo do dente em uma máquina de ensaios universais (Instron 8501; Instron, Canton, Mass). A resistência de união adesiva em MPa foi calculada dividindo a força de deslocamento das coroas em N pela área total da superfície da preparação do dente em mm².

$$\text{Resistência de união (Mpa): } \frac{\text{Força de deslocamento (N)}}{\text{Área total da superfície do preparo (mm}^2\text{)}}$$

Após a remoção da coroa, o modo de falha de acordo com a localização do cimento foi registrado por um observador calibrado que examinou a coroa e o dente para identificar a natureza da falha de acordo com os critérios da tabela 2. 15, 30, 36 Para ilustrar o modo de falha duas amostras de cada grupo foram examinadas sob uma microscopia eletrônica de varredura (MEV). A análise estatística da resistência de união foi realizada com ANOVA *one-way*. A comparação estatística por pares foi realizada com o teste de Tukey ($p < 0.05$).

4.4 RESULTADOS

A média de resistência de união em MPa e o desvio padrão são apresentados na Tabela 3 e Gráfico 1. O one-way ANOVA mostrou diferenças significativas da média de resistência de união da coroa entre os diferentes tratamentos de superfície ($p < 0.001$). A comparação do tratamento de superfície com o teste de Tukey mostrou que o jateamento de alumina e silicatização melhoraram significativamente a resistência de união adesiva das coroas de zircônia em comparação com o grupo controle após o envelhecimento ($p < 0,001$). O jateamento de alumina e o revestimento de sílica resultaram em médias de resistência de união semelhantes.

Para amostras sem jateamento superficial, o teste de Tukey mostrou que o envelhecimento diminuiu significativamente a resistência de união ($p < 0,001$). Não foram encontradas diferenças significativas de resistência de união entre o grupo controle não envelhecido e os grupos envelhecidos tratados com AL ou SIL ($p > 0.05$).

Média Resistência de união (Mpa)	
	Não envelhecida (NA) Envelhecida (A)
C	3.22 (± 0.86) ^b
C	0.80 (± 0.36) ^a
AL	4.02 (± 1.27) ^b
SIL	3.99 (± 1.26) ^b

Tabela 3: Média de resistência de união para cada tratamento de superfície (Média \pm SD)

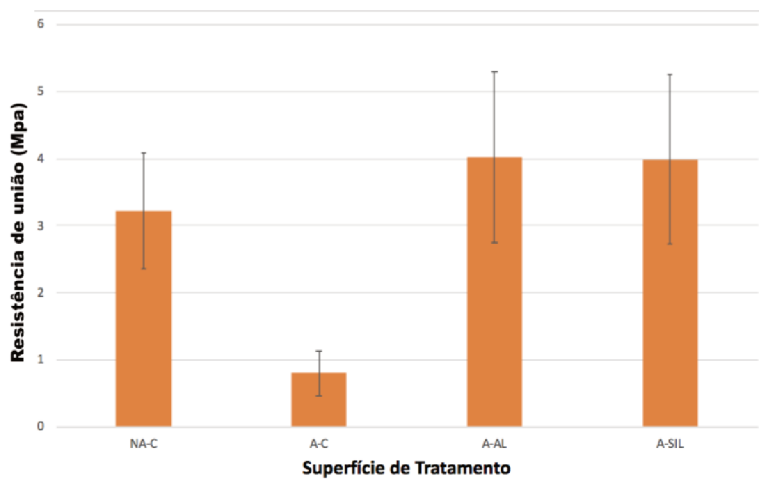


Gráfico 1: Ilustração gráfica das médias de resistência de união para cada superfície de tratamento

Os modos de falha foram classificados conforme a localização do cimento após a remoção da coroa e são mostrados no Gráfico 2. Os resultados são expressos em porcentagens de espécimes, exibindo cada tipo de falha de cimento de acordo com a localização (Quadro 2). A falha predominante foi a de cimento residindo principalmente na coroa (73% para NA.C; 45% para A.AL; 64% para A-SIL; figura 5 a-b), com exceção do grupo A.C, em que não foi possível identificar a localização do cimento após a remoção da coroa (100% sem cimento observado; figura 5 i-j). Também foram observadas falhas mistas (cimento residindo em dente e coroa; 9% NA.C; 27% A.AL; 36% A.COJ; figura 5 e-f), falhas adesivas com cimento residindo principalmente em dente (10% NA.C; figura c-d), fratura no dente (9% NA.C; figura 5 g-h) e fratura da coroa (18% A.AL). Imagens por MEV (figura 5) ilustraram os tipos de falha.

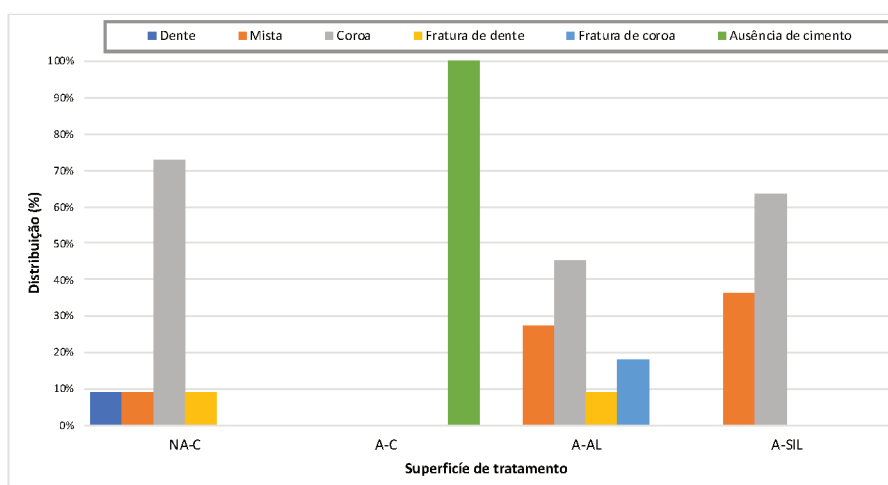


Gráfico 2: Localização do cimento após remoção da coroa. Distribuição (%) dos espécimes mostrados com barras coloridas para cada tratamento de superfície.

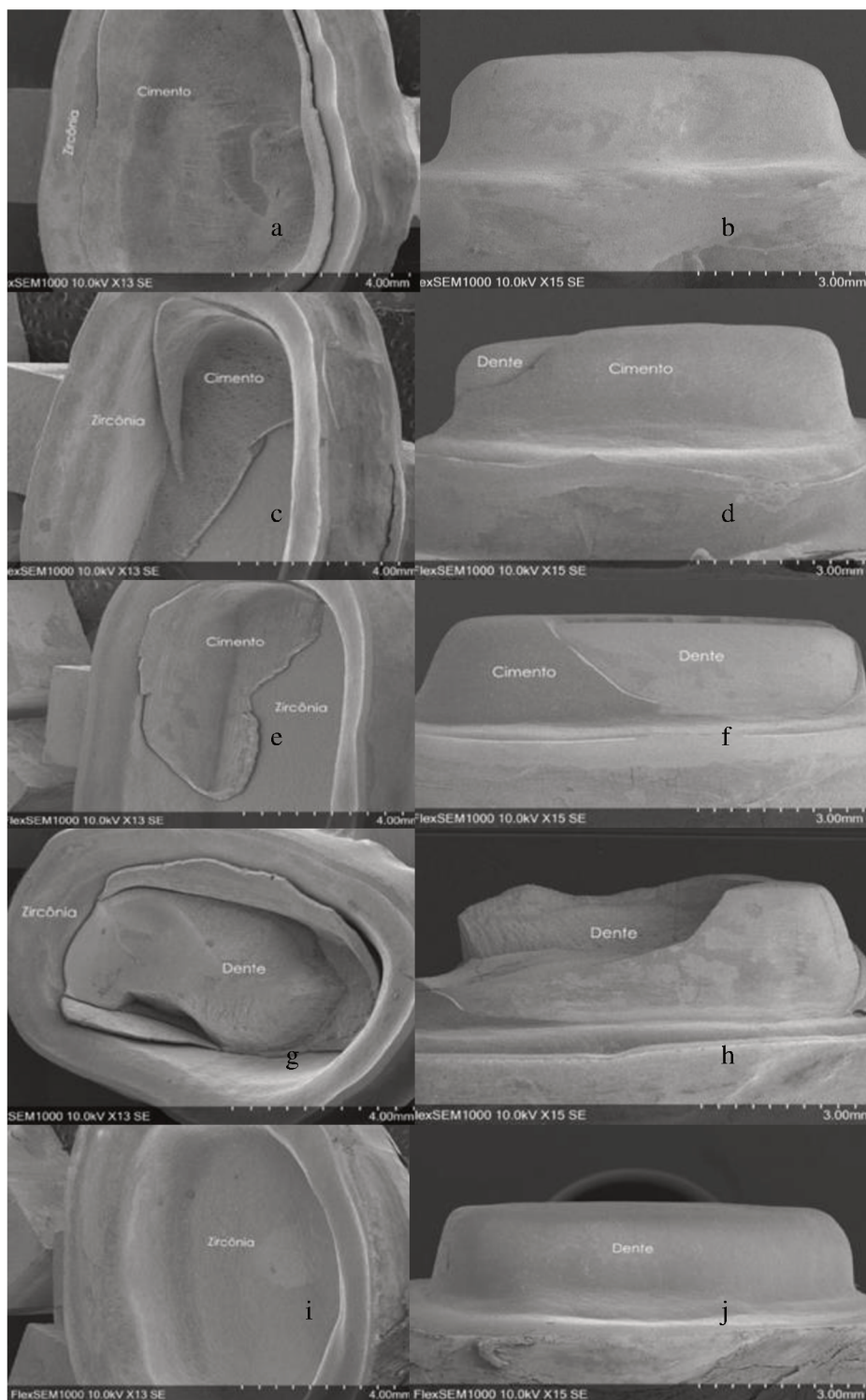


Figura 5: Ilustrações dos tipos de falha por MEV. (a e b) Falha adesiva (cimento na coroa + que 75%). (c e d) Falha adesiva (cimento no dente preparado + que 75%). (e e f) Falha coesiva (cimento no dente e na coroa). (g e h) Falha coesiva (fratura do dente). (i e j) Falha adesiva (ausência de cimento).

4.5 DISCUSSÃO

Modelos de envelhecimento *in vitro*, como ciclagem térmica, carga mecânica e ciclagem de pH, foram utilizados para simular o envelhecimento clínico *in vivo* de materiais restauradores dentários na tentativa de prever a resistência de união de coroas de zircônia a longo prazo.³⁷⁻³⁸ No entanto, apesar desses desafios como fadiga mecânica, variações de temperatura, entre refeições e bebidas, e alterações de pH ocorrerem simultaneamente na boca do paciente, os estudos reproduzem o envelhecimento à interface de zircônia/cimento resinoso com apenas um desses desafios.^{30,38} No presente estudo, o objetivo era desafiar a interface restauradora entre a coroa de zircônia e a estrutura dentária, simulando um ano de envelhecimento *in vivo*.³²⁻³⁵ Esse é um aspecto muito exclusivo deste estudo, e as condições replicadas aqui podem servir como ponto de partida para se aproximar ainda mais do cenário *in vivo*. A influência dos métodos de envelhecimento sobre a resistência de união adesiva das coroas foi claro nos resultados do grupo controle: uma diminuição significativa na resistência de união foi observada entre amostras não envelhecidas e envelhecidas, de $3.22 \pm 0,86$ MPa para $0,80 \pm 0,34$ MPa. Isso leva à rejeição da primeira hipótese nula. Esses achados indicam que a ligação química fornecida por um adesivo universal pode não ser suficiente para suportar os desafios presentes no ambiente bucal e garantir a estabilidade das coroas de zircônia com alta translucidez. A instabilidade hidrolítica da ligação química entre o MDP e a camada de óxido de zircônia é a razão mais provável para diminuição da resistência de união após o envelhecimento.^{41,43-45} Além disso, a fadiga da interface adesiva, induzida pela combinação de carga mecânica e ciclagem térmica, pode ter resultado na propagação de microfissuras dentro dessa camada, acelerando a degradação da interface. A severa deterioração da colagem foi ainda evidenciada pelo modo de falha das amostras envelhecidas/controle, onde 100% das amostras mostraram ausência de cimento nas superfícies dos dentes e da superfície da coroa.

A análise dos resultados mostrou que tratamentos mecânicos aumentaram significativamente a resistência de união das coroas de zircônia ao substrato dental ($4.02 (\pm 1,27)$ MPa; $3.99 (\pm 1,26)$ MPa). Entretanto, não houve diferença entre os grupos tratados com diferentes partículas (alumina ou sílica). Logo, a segunda hipótese nula deveria ser parcialmente rejeitada. Segundo Hallmann (2012),⁴⁶ a ancoragem mecânica do adesivo/cimento na superfície da cerâmica melhora a durabilidade e estabilidade das ligações químicas, uma vez que as ligações físicas são menos sensíveis à degradação resultante da influência do meio ambiente. Esta observação suporta os dados do presente estudo, em que o

jateamento com partículas de alumina ($4.02 (\pm 1,27)$ MPa) aumentou os valores de resistência de união das coroas e foi estatisticamente significativo em relação ao grupo controle envelhecido, sem jateamento ($0.80 (\pm 0.34)$ MPa).

O jateamento com partículas de alumina e a silicatização são métodos de referência de tratamento mecânico. ^{25,47-48} No entanto, a literatura é controversa com a relação à longevidade da adesão da zircônia revestida com sílica triboquímica. Embora a superfície enriquecida com sílica seja capaz de melhorar a adesão química com os sistemas adesivos e/ou cimento resinoso contendo silano,⁴⁹⁻⁵¹ estudos ^{24,46,52} revelaram que o método de revestimento com sílica leva à formação de aglomerados de partículas de sílica fracamente aderidas à superfície da zircônia, as quais supostamente comprometem a durabilidade e estabilidade da resistência de união. No presente estudo, não houve efeito benéfico ou prejudicial da presença de sílica na superfície das coroas, indicando a importância do aumento da rugosidade para o embricamento mecânico em detrimento da união química sílica-silano. Desta maneira, estudos mostraram que o jateamento com partículas de alumina e a silicatização criam superfícies rugosas semelhantes, proporcionando um potencial de micro retenção. ^{27,53}

Ainda que o jateamento exerça um efeito positivo na adesão do cimento resinoso à superfície da cerâmica, alguns estudos têm relatado diminuição da resistência à flexão da zircônia translúcida após a abrasão com partículas Al_2O_3 . ⁵⁴⁻⁵⁶ Isso é atribuído ao fato da zircônia translúcida não sofrer transformação de fase induzida por estresse, consequentemente, não tem capacidade de resistir ao crescimento de defeitos próximos à superfície, diminuindo sua resistência. ^{4,9,57-58} Para minimizar defeitos e a formação de microfissuras na superfície da zircônia é recomendado usar partículas de tamanho pequeno e reduzir a pressão de jateamento.^{19,46,59} Dessa forma, no presente estudo, partículas de tamanho menores ($50 \mu m$ $30 \mu m$) foram utilizadas, a uma pressão de 2,5 bar, como sugerido em outros estudos. ^{25, 46, 60}

Em relação à influência da composição da zircônia translúcida na resistência de união, em um teste de micro tração valores significativamente mais baixos de resistência de união foram observados para a zircônia translúcida ($9,81 \text{ MPa} \pm 4,30$), quando comparada com a convencional ($16,71 \text{ MPa} \pm 5,18$).²⁵ No estudo de Shahim et al.¹⁵ a média de retenção encontrada para a zircônia convencional após o jateamento foi de 6.1 MPa, valor maior do que o encontrado no presente estudo (A.AL: 4.02 MPa; A.SIL: 3.99 MPa). Não é possível afirmar que a diferença entre os valores seja consequente da composição ou estrutura

crystalina das coroas. Outras variáveis, como o cimento resinoso e a forma de preparo das amostras podem ter afetado os resultados.

Todavia, os valores de média de resistência de união das coroas de zircônia translúcidas (4.02 MPa; 3.99 MPa) no presente estudo se mostraram similares aos das coroas de dissilicato de lítio (3,9 MPa) no estudo de Johnson et al. 2018.³¹ Essa comparação mostra que as cerâmicas de zircônia translúcida não condicionáveis tem um potencial de resistência de união similar ao das cerâmicas condicionáveis, desde que tratamentos mecânicos e químicos sejam feitos previamente à cimentação das coroas de zircônia.

Um achado importante do presente estudo é o de que os grupos A.AL e A.SIL não diferiram significativamente do NA.C. Esta constatação está de acordo com estudos anteriores, que mostraram que o tratamento com um agente de união contendo MDP melhora a resistência de união da zircônia.^{25, 29, 41, 61} Monômeros contendo MDP são promissores agentes químicos para melhorar a resistência de união da zircônia ao cimento resinoso.^{23, 62, 63} O MDP é uma molécula bifuncional que contém um grupo éster de fosfato que se liga diretamente aos óxidos de zircônia e um grupo metacrilato que se liga à matriz de resina do cimento resinoso.^{29,64} Portanto, o resultado do grupo NA.C pode ser explicado pela afinidade de ligação química entre MDP e zircônia, contudo, essas ligações mostraram ser susceptíveis à instabilidade após o envelhecimento,^{25, 29, 41, 61} como demonstrado no presente estudo, com a diminuição dos valores de resistência de união após o envelhecimento (3.22 ± 0.86 para 0.80 ± 0.34 MPa).

Os modos de falha revelam informações sobre a adesão do cimento aos dois substratos (dentina, zircônia) e a resistência coesiva do cimento, da cerâmica e do dente.³¹ O tipo de falha mais prevalente nos grupos estudados foi a falha adesiva com o cimento encontrado principalmente na coroa. Isso indica que a adesão do adesivo/cimento à cerâmica de zircônia foi efetiva nos grupos NA.C, A.AL e A.SIL e maior que a adesão à dentina. Porém, para o grupo A.C, não foi possível identificar a localização do cimento depois da remoção da coroa, indicando falha adesiva em ambas as interfaces. Consequentemente, a falha foi classificada de natureza adesiva do cimento.

O preparo dos dentes com 2mm altura e com paredes axiais próximo ao paralelismo simulou coroas clínicas curtas que é uma das condições clínicas mais desfavoráveis em relação ao sucesso e longevidade das restaurações indiretas. Desse modo, a indicação de um protocolo efetivo de cimentação adesiva para coroas clínicas curtas é imprescindível para proporcionar maior retenção e estabilidade as mesmas.

Entre as limitações do presente estudo, estavam as variações na forma e tamanho dos dentes, o que comprometeu um pouco a padronização das preparações da coroa. O armazenamento e o envelhecimento foram realizados para simular 1 ano de serviço oral³²⁻³⁵, mas não conseguiram reproduzir com fidelidade as condições da boca. No entanto, os achados do presente estudo podem servir como evidência da importância de reproduzir os desafios *in vivo* para estimar o desempenho de materiais restauradores dentários.

4.6 CONCLUSÕES:

Dentro das limitações do estudo é possível concluir que:

1. O tratamento químico com adesivo universal, sem tratamento mecânico, não foi suficiente para promover a retenção das coroas de zircônia à estrutura dental após envelhecimento.
2. O tratamento mecânico (jateamento com partículas de alumina ou silicatização) associado ao tratamento com adesivo universal foi necessário para melhorar a retenção das coroas de zircônia após o envelhecimento

4.7 REFERÊNCIAS

- 1- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307.
- 2- Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.* 2016 Dec 6;45(48):19194-19215.
- 3- Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2018 Jan;119(1):36-46.
- 4- Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018 Feb;97(2):140-147.
- 5- Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent Tetragonal Yttria-Stabilized Zirconia Ceramics: Influence of Scattering Caused by Birefringence. *J. Am. Ceram. Soc.* 2011; 94(6):1850 – 1858.
- 6- Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016 Aug;116(2):257-63.
- 7- Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram Int.* 2016 Jan 1;42(1 Pt B):1077-1085.
- 8- Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Chevalier J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater.* 2018 Jun;34(6):879-890.
- 9- Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, Zhang F, Vleugels J, Van Meerbeek B, Minakuchi S. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater.* 2018 Mar;34(3):508-518.
- 10- Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013 Dec;29(12):1201-8.
- 11- Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, Ferrari M. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent.* 2017 May;60:70-76.
- 12- Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* 2018 Jul;120(1):132-137.

- 13- Pereira GKR, Graunke P, Maroli A, Zucuni CP, Prochnow C, Valandro LF, Caldas RA, Bacchi A. Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Mar;91:122-130.
- 14 - Ansari S, Jahedmanesh N, Cascione D, Zafarnia P, Shah KC, Wu BM, Moshaverinia A. Effects of an etching solution on the adhesive properties and surface microhardness of zirconia dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2018 Sep;120(3):447-453.
- 15- Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater*. 2010 Sep;26(9):922-8.
- 16- Kern M. Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater*. 2015 Jan;31(1):8-14.
- 17- Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 2015 Feb;17(1):7-26.
- 18- Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*. 2009 May-Jun;34(3):280-7.
- 19- Kern M. Resin Bonding to Oxide Ceramics for Dental Restorations. *J Adhes Sci Technol*. 2009, 23: 1097–1111.
- 20- Attia A, Lehmann F, Kern M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2011 Mar;27(3):207-13.
- 21- Melo RM, Souza RO, Dursun E, Monteiro EB, Valandro LF, Bottino MA. Surface Treatments of Zirconia to Enhance Bonding Durability. *Oper Dent*. 2015 Nov-Dec;40(6):636-43.
- 22- Ranjbar Omidi B, Karimi Yeganeh P, Oveisi S, Farahmandpour N, Nouri F. Comparison of Micro-Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia With Different Surface Treatments Using Universal Adhesive and Zirconia Primer. *J Lasers Med Sci*. 2018 Summer;9(3):200-206.
- 23- Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *J Dent*. 2014 Jan;42(1):90-8.
- 24- Yi YA, Ahn JS, Park YJ, Jun SH, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG. The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Oper Dent*. 2015 Jan-Feb;40(1):63-71.

- 25- Ruales-Carrera E, Cesar PF, Henriques B, Fredel MC, Özcan M, Volpato CAM. Adhesion behavior of conventional and high-translucent zirconia: Effect of surface conditioning methods and aging using an experimental methodology. *J Esthet Restor Dent*. 2019 Jul;31(4):388-397.
- 26- Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*. 2015 Jan;36(1):15-26.
- 27- Xie H, Li Q, Zhang F, Lu Y, Tay FR, Qian M, Chen C. Comparison of resin bonding improvements to zirconia between one-bottle universal adhesives and tribochemical silica coating, which is better? *Dent Mater*. 2016 Mar;32(3):403-11.
- 28- Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Different surface modifications combined with universal adhesives: the impact on the bonding properties of zirconia to composite resin cement. *Clin Oral Investig*. 2019 Nov;23(11):3941-3950.
- 29- Kim JH, Chae SY, Lee Y, Han GJ, Cho BH. Effects of multipurpose, universal adhesives on resin bonding to zirconia ceramic. *Oper Dent*. 2015 Jan-Feb;40(1):55-62.
- 30- Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*. 2006 Aug;96(2):104-14.
- 31- Johnson GH, Lepe X, Patterson A, Schäfer O. Simplified cementation of lithium disilicate crowns: Retention with various adhesive resin cement combinations. *J Prosthet Dent*. 2018 May;119(5):826-832.
- 32- Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent Mater*. 2012 Sep;28(9):961-73.
- 33- Ruben JL, Roeters FJ, Montagner AF, Huysmans MC. A multifunctional device to simulate oral ageing: the "Rub&Roll". *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Feb;30:75-82.
- 34- Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999 Feb;27(2):89-99.
- 35- Peampring C, Sanohkan S. Effect of thermocycling on flexural strength and weibull statistics of machinable glass-ceramic and composite resin. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014 Dec;14(4):376-80.
- 36- Wolfart S, Linnemann J, Kern M. Crown retention with use of different sealing systems on prepared dentine. *J Oral Rehabil*. 2003 Nov;30(11):1053-61.
- 37- Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(6):340-53.

- 38- Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res.* 2018 Jan;62(1):65-74.
- 39- Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater.* 2010 Jan;26(1):44-50.
- 40- Shin YJ, Shin Y, Yi YA, Kim J, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG. Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. *Scanning.* 2014 Sep-Oct;36(5):479-86.
- 41- Zhao L, Jian YT, Wang XD, Zhao K. Bond strength of primer/cement systems to zirconia subjected to artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2016 Nov;116(5):790-796.
- 42- Aung SSMP, Takagaki T, Lyann SK, Ikeda M, Inokoshi M, Sadr A, Nikaido T, Tagami J. Effects of alumina-blasting pressure on the bonding to super/ultra-translucent zirconia. *Dent Mater.* 2019 May;35(5):730-739.
- 43- Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(2):136-51.
- 44- Chen C, Chen Y, Lu Z, Qian M, Xie H, Tay FR. The effects of water on degradation of the zirconia-resin bond. *J Dent.* 2017 Sep;64:23-29.
- 45- Pitta J, Branco TC, Portugal J. Effect of saliva contamination and artificial aging on different primer/cement systems bonded to zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018 May;119(5):833-839.
- 46- Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle CHF. Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface. *Surface and Coatings Technology.* 2012; 206(19-20), 4293–4302.
- 47- Tzanakakis EG, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2016 Jan;115(1):9-19.
- 48- Scaminaci Russo D, Cinelli F, Sarti C, Giachetti L. Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials. *Dent J (Basel).* 2019 Aug 1;7(3).
- 49- Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):725-31.
- 50- Queiroz JR, Massi M, Nogueira L Jr, Sobrinho AS, Bottino MA, Ozcan M. Silica-based nano-coating on zirconia surfaces using reactive magnetron sputtering: effect on chemical adhesion of resin cements. *J Adhes Dent.* 2013 Apr;15(2):151-9.

- 51- Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Dorneles LS, Valandro LF. Adhesion to Y-TZP ceramic: study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2015 Jan;103(1):143-50.
- 52- Lima RBW, Barreto SC, Alfrisany NM, Porto TS, De Souza GM, De Goes MF. Effect of silane and MDP-based primers on physico-chemical properties of zirconia and its bond strength to resin cement. *Dent Mater.* 2019 Nov;35(11):1557-1567.
- 53- Xie H, Chen C, Dai W, Chen G, Zhang F. In vitro short-term bonding performance of zirconia treated with hot acid etching and primer conditioning etching and primer conditioning. *Dent Mater J.* 2013;32(6):928-38.
- 54- McLaren EA, Lawson N, Choi J, Kang J, Trujillo C. New High-Translucent Cubic-Phase-Containing Zirconia: Clinical and Laboratory Considerations and the Effect of Air Abrasion on Strength. *Compend Contin Educ Dent.* 2017 Jun;38(6):e13-e16.
- 55- Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017 Aug;118(2):216-220.
- 56- Mao L, Kaizer MR, Zhao M, Guo B, Song YF, Zhang Y. Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. *J Dent Res.* 2018 Oct;97(11):1222-1228.
- 57- Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater.* 2016 Dec;32(12):e327-e337.
- 58- Zhao P, Yu P, Xiong Y, Yue L, Arola D, Gao S. Does the bond strength of highly translucent zirconia show a different dependence on the airborne-particle abrasion parameters in comparison to conventional zirconia? *J Prosthodont Res.* 2019 Aug 5. pii: S1883-1958(18)30454-7.
- 59- Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont.* 2006 Sep-Oct;19(5):442-8.
- 60- Souza RO, Valandro LF, Melo RM, Machado JP, Bottino MA, Ozcan M. Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 Oct;26:155-63.
- 61- Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res.* 2009 Sep;88(9):817-22.

- 62- Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, Sadr A, Tagami J. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2010 May;26(5):426-32.
- 63- Magne P, Paranhos MP, Burnett LH Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater.* 2010 Apr;26(4):345-52.
- 64- Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, Yoshida Y, Van Meerbeek B, Hayakawa S. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Sci Rep.* 2017 Mar 30;7:45563.

REFERÊNCIAS DA INTRODUÇÃO ESTENDIDA

- Aboushelib MN, Sleem D. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent*. 2014 Dec;16(6):547-52.
- Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*. 2015 Jan;36(1):15-26.
- Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *J Dent*. 2014 Jan;42(1):90-8.
- Aung SSMP, Takagaki T, Lyann SK, Ikeda M, Inokoshi M, Sadr A, Nikaido T, Tagami J. Effects of alumina-blasting pressure on the bonding to super/ultra-translucent zirconia. *Dent Mater*. 2019 May;35(5):730-739.
- Azimian F, Klosa K, Kern M. Evaluation of a new universal primer for ceramics and alloys. *J Adhes Dent*. 2012 Jun;14(3):275-82.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar;89(3):268-74.
- Blixt M, Adamczak E, Lindén LA, Odén 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 May-Jun;13(3):221-6.
- Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials*. 2005; 26 (9): 1035-1042.
- Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. *Oper Dent*. 2009 May-Jun;34(3):344-51.
- Chagas PC, Bastos LC. Bonding of resin cements to zirconia. *J Dent Implant* 2015;5(1):43-7.
- Chevalier J, Gremillard L, Virkar A, Clarke DR. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *J. Am. Ceram. Soc*. 2009; 92(9):1901 - 1920
- Dbradović-Djurčić K, Medić V, Dodić S, Gavrilov D, Antonijević D, Zrilić M. Dilemmas in zirconia bonding: A review. *Srp Arh Celok Lek*. 2013 May-Jun;141(5-6):395-401.
- Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*. 2002 May-Jun;15(3):248-53.
- Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res*. 2007 Jan-Mar;21(1):10-5.

- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307
- Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent.* 2008; 10 (5): 339-344.
- Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.* 2016 Dec 6;45(48):19194-19215.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005 Jan;33(1):9-18.
- Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle CHF. Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface. *Surface and Coatings Technology.* 2012; 206(19-20), 4293–4302.
- Hanabusa M., Mine A., Kuboki T., Momoi Y., Van Ende A., Van Meerbeek B., De Munck J. Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *J Dent.* 2012; 40 (6): 475-484.
- Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2014 Apr;93(4):329-34.
- Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, Zhang F, Vleugels J, Van Meerbeek B, Minakuchi S. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater.* 2018 Mar;34(3):508-518.
- Jang J. H., Lee M. G., Woo S. U., Lee C. O., Yi J. K., Kim D. S. Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. *Dent Mater J.* 2016; 35 (4): 606-612.
- Kern M. Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater.* 2015 Jan;31(1):8-14.
- Kern M. Resin Bonding to Oxide Ceramics for Dental Restorations. *Adhes Sci Technol.* 2009; 23(7-8):1097-1111 J
- Khan AA, Al Kheraif AA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Reveiw. *J Adhes Dent.* 2017;19(1):7-19.
- Khan AA, Al Kheraif AA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Reveiw. *J Adhes Dent.* 2017;19(1):7-19.
- Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, Sadr A, Tagami J. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2010 May;26(5):426-32.

- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):304-13.
- Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* 2018 Jul;120(1):132-137.
- Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent.* 2014 Mar;35(3):161-6
- Lima RBW, Barreto SC, Alfrisany NM, Porto TS, De Souza GM, De Goes MF. Effect of silane and MDP-based primers on physico-chemical properties of zirconia and its bond strength to resin cement. *Dent Mater.* 2019 Nov;35(11):1557-1567.
- Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater.* 2012 May;28(5):467-77.
- Magne P, Paranhos MP, Burnett LH Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater.* 2010 Apr;26(4):345-52.
- Manziuc MM, Gasparik C, Negucioiu M, Constantiniuc M, Burde A, Vlas I, Ducea Diana. Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature. *The EuroBiotech Journal.* 2019; 3(1): 45-51.
- Marchesi G., Frassetto A., Mazzoni A., Apolonio F., Diolosà M., Cadenaro M., Di Lenarda R., Pashley D. H., Tay F., Breschi L. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent.* 2014; 42 (5): 603-612
- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013 Oct;57(4):236-61.
- Nagayassu MP, Shintome LK, Uemura ES, Araújo JE. Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. *Braz Dent J.* 2006;17(4):290-5.
- Nazari A, Bajaj D, Zhang D, Romberg E, Arola D. Aging and the reduction in fracture toughness of human dentin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009 Oct;2(5):550-9.
- Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2015 Feb;17(1):7-26.
- Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):725-31.
- Ozcan M. Air abrasion of zirconia resin-bonded fixed dental prostheses prior to adhesive cementation: why and how? *J Adhes Dent.* 2013 Aug;15(4):394.
- Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent.* 2006 Aug;96(2):104-14.

- Perdigão J, Swift EJ Jr. Universal Adhesives. *J Esthet Restor Dent*. 2015 Nov-Dec;27(6):331-4.
- Peumans M., De Munck J., Van Landuyt K. L., Poitevin A., Lambrechts P., Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*. 2010; 26 (12): 1176-1184.
- Piasek JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater*. 2009 Sep;25(9):1116-21.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25.
- Rosa W. L., Piva E., Silva A. F. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2015; 43 (7) :765-776.
- Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, Loguercio AD, Reis A. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent*. 2007; 9 (6): 537-545.
- Ruales-Carrera E, Cesar PF, Henriques B, Fredel MC, Özcan M, Volpato CAM. Adhesion behavior of conventional and high-translucent zirconia: Effect of surface conditioning methods and aging using an experimental methodology. *J Esthet Restor Dent*. 2019 Jul;31(4):388-397.
- Santander SA; Vargas AP; Escobar JS; Monteiro FJ; Tamayo LFR. Ceramics for dental restorations – an introduction. *Dyna*. 2010; 77(163): 26-36.
- Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(2):136-51.
- Sezinando A., Luque-Martinez I., Muñoz M. A., Reis A., Loguercio A. D., Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dent Mater*. 2015; 31(10): e236-246.
- Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater*. 2010 Sep;26(9):922-8.
- Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater*. 2010 Sep;26(9):922-8.
- Shin YJ, Shin Y, Yi YA, Kim J, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG. Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. *Scanning*. 2014 Sep-Oct;36(5):479-86.
- Tabatabaian F. Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *J Prosthodont*. 2019 Mar;28(3):276-287.

Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):71-82.

Tzanakakis EG, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2016 Jan;115(1):9-19.

Van Meerbeek B., Kanumilli P., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., Peumans M. A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dent Mater*. 2005; 21 (4): 375-383.

Van Meerbeek B., Yoshihara K., Yoshida Y., Mine A., De Munck J., Van Landuyt K. L. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011; 27 (1): 17-28.

Xie H, Li Q, Zhang F, Lu Y, Tay FR, Qian M, Chen C. Comparison of resin bonding improvements to zirconia between one-bottle universal adhesives and tribochemical silica coating, which is better? *Dent Mater*. 2016 Mar;32(3):403-11.

Yamaguchi H, Ino S, Hamano N, Okada S, Teranaka T. Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. *Dent Mater J*. 2012;31(3):472-80.

Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater*. 2010 Jan;26(1):44-50.

Yi YA, Ahn JS, Park YJ, Jun SH, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG. The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Oper Dent*. 2015 Jan-Feb;40(1):63-71.

Yilmaz ED, Schneider GA, Swain MV. Influence of structural hierarchy on the fracture behaviour of tooth enamel. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*. 2015 Mar 28;373(2038).

Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater*. 2016 Dec;32(12):e327-e337.

Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont*. 2006 Sep-Oct;19(5):442-8.

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 Nov 15;71(2):381-6.

Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018 Feb;97(2):140-147.

Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014 Oct;30(10):1195-203.

ANEXO A – Parecer do comitê de ética em pesquisa

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUENCIA DE ESTRATÉGIAS DE CIMENTAÇÃO ADESIVA NA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE COROAS DE ZIRCÔNIA

Pesquisador: Jussara Karina Bernardon

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 80184217.0.0000.0121

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.448.723

Apresentação do Projeto:

O Projeto intitulado INFLUENCIA DE ESTRATÉGIAS DE CIMENTAÇÃO ADESIVA NA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE COROAS DE ZIRCÔNIA é um projeto de doutorado da aluna Renata Vasconcelos Monteiro, do Programa de pós graduação em Odontologia, sob orientação da Profa. Dra. Jussara Karina Bernardon. O objetivo deste projeto de pesquisa é avaliar a influencia de estratégias de cimentação adesiva na resistência a tração de coroas de zircônia após fadiga da interface adesiva por simulação de mastigação. A amostra será constituída por quarenta terceiros molares (n=40) que receberão preparos para coroa total padronizado. As coroas de zircônia serão divididas em quatro grupos (n=10) de acordo com as estratégias de cimentação adesiva (tratamento de superfície + adesivo/cimento): G1- Sem tratamento de superfície + cimento panavia; G2- Jateamento da superfície com partículas de oxido de aluminio + cimento panavia; G3- Sem tratamento de superfície + Scotchbond Universal/Panavia; G4- Jateamento da superfície com partículas de oxido de aluminio + Scotchbond Universal/Panavia. As coroas cimentadas serão submetidas ao teste de fadiga e em seguidas submetidas ao ensaio de tração.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a influencia de estratégias de cimentação adesiva na resistência a tração de coroas de zircônia após fadiga da interface adesiva por simulação de mastigação.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUENCIA DE ESTRATÉGIAS DE CIMENTAÇÃO ADESIVA NA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE COROAS DE ZIRCÔNIA

Pesquisador: Jussara Karina Bernardon

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 80184217.0.0000.0121

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.448.723

Apresentação do Projeto:

O Projeto intitulado INFLUENCIA DE ESTRATÉGIAS DE CIMENTAÇÃO ADESIVA NA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE COROAS DE ZIRCÔNIA é um projeto de doutorado da aluna Renata Vasconcelos Monteiro, do Programa de pós graduação em Odontologia, sob orientação da Profa. Dra. Jussara Karina Bernardon. O objetivo deste projeto de pesquisa é avaliar a influencia de estratégias de cimentação adesiva na resistência a tração de coroas de zircônia após fadiga da interface adesiva por simulação de mastigação. A amostra será constituída por quarenta terceiros molares (n=40) que receberão preparos para coroa total padronizado. As coroas de zircônia serão divididas em quatro grupos (n=10) de acordo com as estratégias de cimentação adesiva (tratamento de superfície + adesivo/cimento): G1- Sem tratamento de superfície + cimento panavia; G2- Jateamento da superfície com partículas de oxido de aluminio + cimento panavia; G3- Sem tratamento de superfície + Scotchbond Universal/Panavia; G4- Jateamento da superfície com partículas de oxido de aluminio + Scotchbond Universal/Panavia. As coroas cimentadas serão submetidas ao teste de fadiga e em seguidas submetidas ao ensaio de tração.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a influencia de estratégias de cimentação adesiva na resistência a tração de coroas de zircônia após fadiga da interface adesiva por simulação de mastigação.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401

Bairro: Trindade

CEP: 88.040-400

UF: SC

Município: FLORIANOPOLIS

Telefone: (48)3721-6094

E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 2.448.723

Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto.docx	21/11/2017 23:07:03	Jussara Karina Bernardon	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	21/11/2017 23:06:48	Jussara Karina Bernardon	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

FLORIANOPOLIS, 19 de Dezembro de 2017

Assinado por:
Ylmar Correa Neto
(Coordenador)

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

ANEXO B – Estatística

Oneway

[DataSet1]

Descriptives

Retention

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1.00	11	3.2280	.86261	.26009	2.6485	3.8075	1.71	4.43
2.00	9	.8064	.34261	.11420	.5430	1.0698	.31	1.26
3.00	10	4.0218	1.27298	.40255	3.1112	4.9325	2.25	5.80
4.00	11	3.9977	1.26512	.38145	3.1478	4.8476	1.35	5.87
Total	41	3.0966	1.61134	.25165	2.5880	3.6052	.31	5.87

ANOVA

Retention

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	64.887	3	21.629	20.536	.000
Within Groups	38.970	37	1.053		
Total	103.857	40			

Homogeneous Subsets**Retention**Tukey HSD^{a,b}

Group	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
2.00	9	.8064	
1.00	11		3.2280
4.00	11		3.9977
3.00	10		4.0218
Sig.		1.000	.316

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

- Uses Harmonic Mean Sample Size = 10.180.
- The group sizes are unequal. The harmonic mean of the group sizes is used. Type I error levels are not guaranteed.

