

DANIEL BAPTISTA DA SILVA

Influência da espessura do material cerâmico à base de
dissilicato de lítio sobre a resistência flexural e resistência à
fratura de facetas do tipo "lentes de contato"

Florianópolis
2014

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

da Silva, Daniel Baptista

Influência da espessura do material cerâmico à base de dissilicato de lítio sobre a resistência flexural e resistência à fratura de facetas do tipo "lentes de contato" / Daniel Baptista da Silva ; orientador, Luiz Narciso Baratieri ; coorientador, Gilberto Müller Arcari. - Florianópolis, SC, 2014.
109 p.

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

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Facetas Dentárias. 3. Cerâmica. 4. Estresse Mecânico. I. Baratieri, Luiz Narciso . II. Arcari, Gilberto Müller. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

DANIEL BAPTISTA DA SILVA

Influência da espessura do material cerâmico à base de
dissilicato de lítio sobre a resistência flexural e resistência à
fratura de facetas do tipo "lentes de contato"

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

Orientador: Prof. Luiz Narciso Baratieri, Dr.

Co-orientador: Prof. Gilberto Müller Arcari, Dr.

Florianópolis

2014

DANIEL BAPTISTA DA SILVA

Influência da espessura do material cerâmico à base de dissilicato de lítio sobre a resistência flexural e resistência à fratura de facetas do tipo "lentes de contato"

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Dentística, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 28 de Julho de 2014.

Dra. Izabel Cristina Santos Almeida
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da
Universidade Federal de Santa Catarina

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

Prof^a. Dra. Paula de Carvalho Cardoso

Prof. Dr. José Vanderlei de Almeida

Prof. Dr. Júnio Santos Almeida e Silva

Prof. Dr. Fábio Luiz Andretti

Prof. Dr. Luiz Clóvis Cardoso Vieira

A DEUS, pelas bênçãos alcançadas.

Ao meu avô ELISEU BAPTISTA,
por ter sido o melhor avô do mundo.

Aos meus pais, ROBSON e ELISA,
exemplos de vida e dedicação, por todo o amor
recebido.

Aos meus irmãos, FELIPE (*in memoriam*) e
LUCIANA,
pelo amor, carinho e atenção em todos os
momentos.

À minha namorada BRUNA,
por todos os momentos e cumplicidade vividos.

Amo demais vocês!!!!

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. LUIZ NARCISO BARATIERI, pelos ensinamentos, conselhos, motivação, auxílio. Minha estima, respeito e gratidão. Sempre acreditou no meu sonho; exemplo de professor e profissional.

Ao Prof. Dr. GILBERTO MÜLLER ARCARI, meu co-orientador, pelo incondicional apoio, amizade e bons conselhos.

Ao Prof. Dr. LUIZ CLÓVIS CARDOSO VIEIRA, pela amizade, ensinamentos e exemplo de disciplina.

Ao Prof. Dr. MAURO AMARAL CALDEIRA DE ANDRADA, pela ajuda e apoio durante a fase mais árdua da jornada acadêmica. Pelos momentos de ensinamentos e exemplos de humanidade, humildade e superação.

Ao Prof. Dr. SYLVIO MONTEIRO JUNIOR, pelos exemplos de integridade, amizade, cordialidade, docência, oportunidades e pelos jogos de futebol.

Ao Prof. Dr. ÉLITO ARAÚJO, amigo, professor, pessoa de

imenso valor e caráter, pelas sugestões sempre pertinentes.

Ao Prof. Dr. GUILHERME CARPENA LOPES, inestimável amigo e exemplo de professor e pesquisador, pelos conselhos e conhecimentos compartilhados durante toda minha formação.

Ao Prof. Dr. HAMILTON PIRES MAIA, pelos ensinamentos, amizade e conversas sempre produtivas.

À Prof^a. Dra. RENATA GONDO, pelos conselhos, amizade e sempre disposta a ajudar.

À Prof^a. Dra. JUSSARA KARINA BERNARDON, pela amizade, companheirismo e alegria contagiante. Exemplo de profissional e guerreira.

Aos colegas e amigos de mestrado e doutorado, ADRIANO, CÁSSIO, DAVID, EDUARDO, GRECIANA, por tudo que vivemos juntos. Lutamos muito e venceremos muitos desafios, sempre.

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA, pela

minha formação, desde a graduação.

A todos os PROFESSORES do Curso de Pós-Graduação em Odontologia, pelo empenho em manter o padrão de excelência do Curso.

À DONA LÉA, secretária das Disciplinas de Dentística da UFSC, minha segunda mãe durante esses anos. Muito obrigado por tudo.

À Dona ANA MARIA e demais funcionários da Coordenadoria de Pós-Graduação em Odontologia, pelo atendimento sempre cordial.

Ao Sr. HERBERT MENDES e à empresa Ivoclar Vivadent, pela doação dos materiais utilizados nos estudos.

Ao LABORATÓRIO ROMANINI, pela atenção e pronto aceite na confecção das restaurações utilizadas nos testes desta pesquisa.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Lingotes de cerâmica à base de dissilicato de lítio utilizados neste estudo (IPS e.max Press, cor A2, LT, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein, Lote M26686).....	33
Figura 2 - Vista superior (à esquerda) e lateral (à direita) de matrizes de silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack) utilizadas para confecção dos padrões de resina acrílica.....	34
Figura 3 - Padrão de resina acrílica posicionado no interior do molde da matriz para confecção dos corpos-de-prova.....	34
Figura 4 - Espécime confeccionado para teste de resistência flexural.....	35
Figura 5 – Vista oblíqua superior de espécime para teste de resistência flexural, posicionado na máquina de ensaios universal.....	36
Figura 6 - Dente bovino incluso em resina acrílica.....	38
Figura 7 - Dente bovino com a sua respectiva faceta cerâmica.....	39
Figura 8 - Materiais utilizados para cimentação adesiva das facetas cerâmicas.....	40
Figura 9 - Procedimento para cimentação adesiva: a) faceta cerâmica com porção externa protegida; b) condicionamento com ácido HF 10%; c) jato de ar e água; d) aplicação de ácido fosfórico; e) jato de ar e água; f) aplicação do silano e g) volatilização do silano.....	41
Figura 10 - Procedimento para adesão ao dente bovino: a) condicionamento com ácido fosfórico; b) jato de ar e água; c) aspecto pós condicionamento ácido; d) aplicação do sistema adesivo; e) jato de ar.....	42

Figura 11 - Cimentação da peça no dente bovino: a) cimento aplicado na faceta cerâmica; b) cimentação no dente bovino com excessos e c) eliminação dos excessos com microaplicador de adesivo.....	42
Figura 12 - Aplicação do gel à base de glicerina para posterior fotoativação.....	43
Figura 13 - Procedimento de fotoativação: a) vestibular nas porções cervical, médio e incisal; b) palatal e c) vestibular.....	43
Figura 14 - Sequência de polimento das margens das restaurações: a) granulação grossa; b) granulação média e c) granulação fina.....	44
Figura 15 - Espécime de dente bovino restaurado com cerâmica, com o acessório para aplicação de carga, posicionado na máquina de ensaios universal.....	45
Figura 16 - Fotografias de transiluminação de fraturas catastróficas representativas dos grupos de teste. Na linha superior, vistas laterais (mesial ou distal) e na linha inferior, vistas vestibulares dos conjuntos dente-restauração. Foram encontradas 80% de fraturas além da coroa visível, ou seja, além de 1mm apical à junção cimento-esmalte.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Materiais utilizados para cimentação adesiva e confecção dos espécimes.....	39
Tabela 2: Média em MPa e análise estatística pelo teste de HSD de Tukey.....	47
Tabela 3: Resultados da Análise Estatística dos testes de resistência à fratura.....	49
Tabela 4: Resultado da análise <i>post hoc</i> pelo teste de HSD de Tukey.....	49
Tabela 5: Classificação das fraturas encontradas em cada grupo.....	50

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Média em MPa e análise estatística pelo teste de HSD de Tukey para os testes de flexão.....	48
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

cm	Centímetro
DP	Desvio Padrão
EUA	Estados Unidos da América
Fig	Figura
Graf	Gráfico
°C	Graus Celsius
°	Grau
g	Gramma
h	Hora
N	Newton
µm	Micrometro
mm	Milímetro
min	Minuto
MPa	megaPascal
mW/cm ²	miliWatts/centímetro quadrado
O	Oxigênio
%	Por cento
s	Segundo
Tab	Tabela
JCE	Junção cimento-esmalte

RESUMO

SILVA, DANIEL BAPTISTA DA. 2014. INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DO MATERIAL CERÂMICO À BASE DE DISSILICATO DE LÍTIU SOBRE RESISTÊNCIA FLEXURAL E RESISTÊNCIA À FRATURA DE FACETAS DO TIPO "LENTE DE CONTATO". TESE (DOUTORADO em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

Objetivo: Avaliar a resistência à fratura, em dentes bovinos, de facetas cerâmicas de diferentes espessuras e a influência da espessura de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio sobre a resistência flexural da mesma.

Materiais e Método: Sessenta barras cerâmicas foram fabricadas com o sistema Emax Press (Ivoclar Vivadent) com diferentes espessuras: G1) 2 mm; G2) 0,7 mm; G3) 0,5 mm; G4) 0,4 mm; G5) 0,3 mm; G6) 0,2 mm. Sessenta incisivos centrais superiores bovinos com dimensões semelhantes recém extraídos, foram selecionados. Quarenta e cinco dentes foram aleatoriamente selecionados para serem restaurados com facetas cerâmicas (n=15), com variação da espessura da restauração, formando os seguintes grupos: G1: 0,7 mm; G2: 0,5 mm e G3: 0,3 mm, além de 15 dentes não restaurados (G4 - controle). As amostras foram então submetidas ao teste de resistência flexural e à fratura em uma máquina de ensaios universal (Instron 4444). As médias dos grupos foram comparadas por meio de uma Análise de Variância, um critério ($\alpha=0,05$). O teste de comparações múltiplas de HSD de Tukey foi utilizado como teste *post-hoc*, para verificar diferença entre os grupos.

Resultados: A resistência flexural do grupo G6 (0,2 mm) foi a única estatisticamente inferior aos demais grupos. Os resultados de resistência à fratura demonstraram que não houve diferença estatística entre os grupos estudados.

Conclusão: A espessura cerâmica influencia nos valores de resistência flexural quando a espessura for de 0,2 mm e as diferentes espessuras cerâmicas testadas não influenciaram nos valores de resistência à fratura.

Palavras Chave: facetas dentárias, cerâmica, estresse mecânico.

ABSTRACT

SILVA, DANIEL BAPTISTA DA. 2014. INFLUENCE OF THE THICKNESS OF A LITHIUM DISSILICATE CERAMIC MATERIAL ON THE FLEXURAL STRENGTH AND FRACTURE RESISTANCE OF "CONTACT LENS" VENEERS. Thesis (PhD in Dentistry – Operative Dentistry) - Graduate Program in Dentistry, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brazil.

Objective: To evaluate the fracture resistance in bovine teeth, veneers ceramics of different thickness and the influence of the thickness of a ceramic-based lithium disilicate on the flexural strength of it.

Materials and Methods: Sixty ceramic bars were manufactured in Emax Press system (Ivoclar Vivadent) with different thicknesses: G1) 2 mm; G2) 0.7 mm; G3) 0.5 mm; G4) 0.4 mm; G5) 0.3 mm; G6) 0.2 mm. Sixty bovine central incisors with similar dimensions newly extracted, were selected. Forty-five teeth were randomly selected to be restored with ceramic veneers (n = 15), varying the thickness of the restoration, forming the following groups: G1: 0.7 mm; G2: 0.5 mm G3: 0.3 mm, and 15 teeth not restored (G4 - control). The samples were then subjected to flexural strength and fracture toughness test in a universal testing machine (Instron 4444). The means of groups were compared by means of an Analysis of Variance one criterion ($\alpha = 0.05$). The multiple comparison test of Tukey HSD was used as post-hoc test to verify differences between groups.

Results: The flexural strength of the G6 (0.2 mm) group was the only statistically inferior to other groups. The results of fracture toughness showed no statistical difference between groups.

Conclusion: The ceramic thickness influences the values of flexural strength when the thickness is 0.2 mm and different ceramic thicknesses tested did not influence the values of fracture resistance.

Key words: dental veneers, ceramic, mechanical stress.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	27
2 OBJETIVOS	31
3 MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1 Material cerâmico.....	33
3.2 Métodos.....	33
3.2.1 Teste de Resistência Flexural	33
3.2.2 Teste de Resistência à Fratura.....	37
4 RESULTADOS	47
5 REFERÊNCIAS	51
6 ARTIGOS	55
Artigo I.....	57
Artigo II.....	77
7 CONCLUSÕES GERAIS	99
10 ANEXO I	101
11 ANEXO II	107

1 INTRODUÇÃO

O constante crescimento da exigência estética dos pacientes e a realização de procedimentos conservadores são realidade nos consultórios dos cirurgiões-dentistas.¹⁻⁴ Em que pese as coroas totais sejam consideradas o tratamento mais previsível do ponto de vista biomecânico e estético⁵, sabe-se hoje que o seu sucesso está associado à sua correta indicação.⁶ O preparo para facetas reduz o desgaste de tecido dentário de metade a um quarto, comparado a preparos de coroas totais⁷, assim se tornando um tratamento conservador e com bons resultados clínicos, quando corretamente indicado.⁸⁻¹¹

Altas taxas de sucesso clínico das facetas cerâmicas, mais de 95% em cinco anos¹², mais de 90% em 10 anos¹³ e 82% em 20 anos¹⁴ já foram relatadas. Isto está intimamente ligado à adesão ao esmalte dental, preconizada por Buocconore em 1955,¹⁵ através da técnica de condicionamento ácido. A adesão ao esmalte dental^{5,12,16,17} associada à estética, biocompatibilidade, estabilidade de cor e resistência ao desgaste da cerâmica são características importantes para o sucesso desta abordagem.^{18,19} Contudo, essas taxas de sucesso podem diminuir devido a fatores como: exposição da dentina durante o preparo, idade, mudança de dentista e condição financeira, chegando a 53%.²⁰ Além disso, a exposição de dentina e restaurações pré-existentes podem ser responsáveis pela diminuição do sucesso clínico de facetas cerâmicas.^{21,22}

A técnica de facetas cerâmicas (com ou sem preparo) com preparo limitado ao esmalte dental não é recente. Esta técnica já foi descrita por Horn e Calamia em 1983.^{23, 24} Na época um grande desafio era o sobrecontorno que a restauração poderia gerar. Entre os anos de 1990 e 2000 o preparo para facetas foi amplamente realizado.²⁵⁻²⁷ O pressuposto era repor a quantidade de esmalte preparada com um material de módulo de elasticidade similar²⁸, uma das razões para o sucesso desta abordagem. Atualmente,

existe uma preocupação ainda maior de preservação de estrutura dental, a qual novamente estimulou o retorno da abordagem de cimentação de facetas cerâmicas sem qualquer ou pouco desgaste (em áreas retentivas), hoje conhecidos popularmente como "lentes de contato".²⁹ O "retorno" deste tipo de restauração somente foi possível devido ao desenvolvimento de novos sistemas cerâmicos.³⁰

Uma das preocupações quando se utiliza restaurações muito delgadas é que estas possuam valores de resistência adequados para resistir aos esforços mastigatórios. Segundo a norma ISO 6872 (1995)³¹, o valor mínimo para resistência flexural é de 100 MPa. Como a literatura relata que a principal causa de fracasso das restaurações cerâmicas, como as facetas cerâmicas, é falha mecânica,^{14,32,33} este trabalho utiliza uma cerâmica à base de dissilicato de lítio com valores de resistência à flexão de aproximadamente 400 MPa.³⁴

Dentre os ensaios mecânicos mais utilizados, o teste de resistência à flexão é considerado o mais representativo das condições clínicas,³⁵ pois compreende forças envolvidas neste teste que envolvem compressão na superfície onde há forças de compressão, no ponto onde a carga é aplicada, de cisalhamento no interior do material e de tração na superfície oposta à carga.³⁶ Sendo realizada também a resistência à fratura, para que após à cimentação das facetas cerâmicas em dentes bovinos, possamos ter mais informações sobre o comportamento desta abordagem de tratamento, justificada pela maior prevalência de falha mecânica. Ainda, os resultados encontrados no teste de resistência à fratura devem estar associados a outros testes, como a análise do tipo de fratura.^{37, 38}

Para realizar o tratamento estético com facetas cerâmicas recomenda-se espessura de desgaste mínima do esmalte dental, entre 0,4 mm a 0,7 mm.³⁹⁻⁴¹ Todavia, a crescente necessidade de

conservação da estrutura dental busca reduzir ainda mais, ou eliminar, esta mínima redução do esmalte dental. Hoje é possível a confecção de restaurações mais resistentes, resultando em facetas cerâmicas do tipo "lente de contato, com espessuras inferiores a 0,4 mm, com mínimo ou mesmo nenhum desgaste dental, sem o comprometimento das propriedades do material restaurador.⁴² Entretanto, não existem resultados de estudos clínicos ou laboratoriais que comprovem ou validem a estratégia restauradora acima descrita, existindo a necessidade de melhor avaliar o comportamento clínico e laboratorial do uso de facetas cerâmicas com espessuras reduzidas.⁴³

Tendo em vista estas considerações, este estudo tem como objetivo avaliar a influência da espessura da cerâmica nos valores de resistência flexural deste material e a resistência à fratura de facetas cerâmicas do tipo "lente de contato". A hipótese nula é que a espessura do material cerâmico não influenciará nos valores de resistência à flexão e fratura, e a hipótese alternativa é que a espessura do material cerâmico influenciará nos valores de resistência à flexão e fratura.

2 OBJETIVOS

1- Avaliar a influência da espessura de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio sobre a resistência flexural da mesma.

2- Avaliar a resistência à fratura, em dentes bovinos, de facetas cerâmicas de dissilicato de lítio de diferentes espessuras.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Material Cerâmico

A cerâmica selecionada para este estudo foi à base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press, cor A2, LT, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein, Lote M26686), composta por quartzo, dióxido de lítio, óxido de zinco, alumina, dióxido de potássio, óxido de magnésio e outros componentes (Figura 1). Essa cerâmica possui 70% de cristais de dissilicato de lítio, que proporciona grande resistência mecânica (IVOCLAR VIVADENT, 2009).³⁴



Figura 1 – Lingotes de cerâmica à base de dissilicato de lítio utilizados neste estudo (IPS e.max Press, cor A2, LT, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein, Lote M26686).

3.2 Métodos

3.2.1 Teste de Resistência Flexural

A confecção dos corpos-de-prova foi realizada em conformidade à norma da ISO 6872 (1995).³¹ Foram confeccionados 60 corpos de prova em forma de barra. Foi utilizada uma matriz de silicone de condensação (Zetalabor, Lote 101314, Zhermack, Itália), apresentando um molde com 20 mm de comprimento, 5 mm de largura e variando a espessura em mm, de acordo com cada grupo experimental, que foi preenchido com resina acrílica (Duralay, Lote 22012, Reliance, EUA) (Figuras 2 e 3).

Assim, os padrões obtidos foram incluídos em revestimento e submetidos aos procedimentos de prensagem a quente, de acordo com as normas do fabricante. Após total resfriamento do anel, os espécimes foram retirados do revestimento utilizando discos de carboneto de silício e jato de óxido de alumínio (Bio-Art, SP, Brasil), com partículas de 100 μm e pressão de 2 Bar. Após, separou-se o *sprue*, por meio de corte, com um disco diamantado. Em seguida, as barras foram desgastadas com borrachas abrasivas (MasterCeram, Eurodental, Brasil), até a obtenção das dimensões desejadas, 20mm de comprimento por 5mm de largura, variando a espessura conforme o grupo experimental (G1-2 mm, G2-0,7 mm, G3-0,5 mm, G4-0,4 mm, G5-0,3 mm e G6- 0,2 mm).

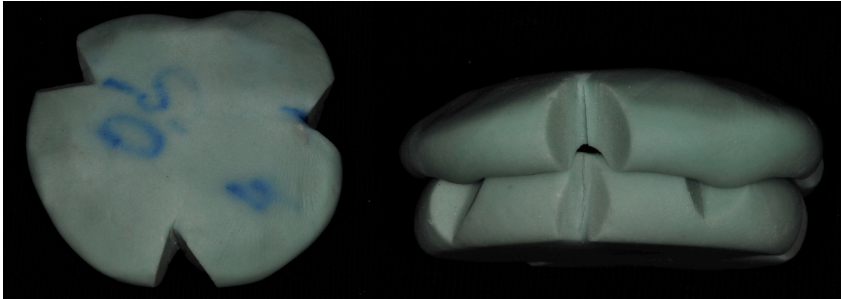


Figura 2 – Vista superior (à esquerda) e lateral (à direita) de matrizes de silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack) utilizadas para confecção dos padrões de resina acrílica.

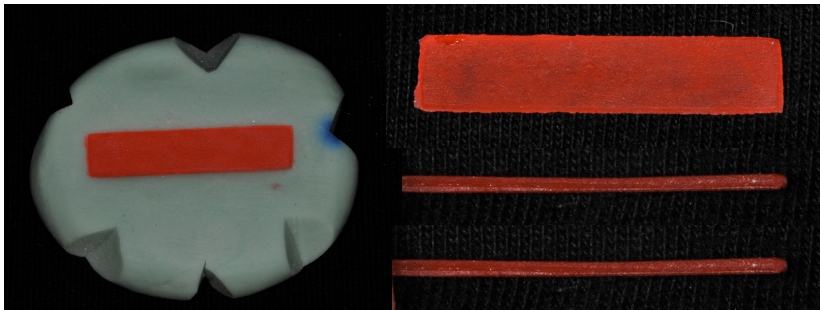


Figura 3 - Padrão de resina acrílica posicionado no interior do molde da matriz para confecção dos corpos de prova.

Os sessenta espécimes da cerâmica (Fig. 4) foram confeccionados de acordo com os grupos experimentais:

G1) 2,0 mm de espessura;

G2) 0,7 mm de espessura;

G3) 0,5 mm de espessura;

G4) 0,4 mm de espessura;

G5) 0,3 mm de espessura;

G6) 0,2 mm de espessura.

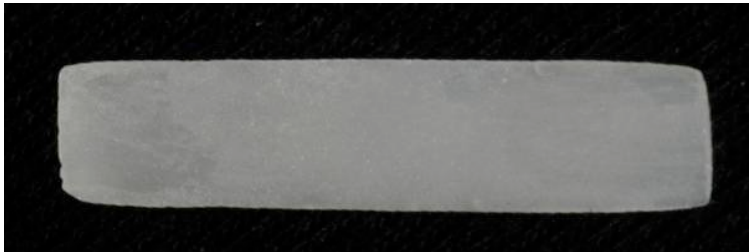


Figura 4 - Espécime confeccionado para teste de resistência flexural.

Todos os corpos de prova foram medidos em três pontos (nas extremidades e no centro), com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão), com precisão de 0,01 mm, para assegurar as dimensões do corpo-de-prova, com tolerância máxima de 0,05 mm de variação de espessura. No período anterior à realização do teste, os espécimes foram armazenados em água destilada a 36°C, por 24h. Dez espécimes de cada grupo experimental foram posicionados em um dispositivo metálico que apresenta duas barras de 1.6 mm de diâmetro e distância de 15 mm entre si. Uma terceira barra, com o mesmo diâmetro, aplicou uma carga no centro de cada espécime (Figura 5). O teste de resistência flexural de três pontos foi realizado em uma Máquina de Ensaio

Universais (4444, Instron, EUA), com célula de carga de 2000 N e velocidade de travessa de 0,5 mm/min. A força foi aplicada até ocorrer a fratura do corpo de prova. O teste de resistência flexural deu-se em temperatura ambiente (23°C). A carga máxima exercida no corpo de prova foi registrada e a resistência flexural (M) calculada em megapascal (MPa), utilizando a seguinte equação:

$$M=(3wL)/(2bd^2)$$

Onde:

- M = resistência flexural (MPa);
- w = carga de fratura (N);
- l = amplitude do suporte (mm);
- b = largura do espécime (mm);
- d = espessura do espécime (mm).



Figura 5 – Vista oblíqua superior de espécime para teste de resistência flexural, posicionado na máquina de ensaios universal.

Para realizar a análise estatística dos dados (MPa) foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov ($\alpha=0,05$), para verificar a distribuição normal dos grupos. As médias dos grupos foram comparadas com Análise de Variância de um critério ($\alpha=0,05$). O

teste de comparações múltiplas HSD de Tukey foi utilizado como teste *post-hoc*, para verificação de quais grupos possuíam diferença entre si.

3.2.2 Teste de resistência à fratura

Sessenta dentes bovinos de tamanho e forma semelhantes foram utilizados. Esses dentes foram extraídos de maxilas de animais com idade aproximada de 8 a 10 meses. Uma vez extraídos, os dentes foram imersos em solução de clorexidina a 0,12% por 24 horas (Noplak, Lote 121002, Daudt Laboratórios, Rio de Janeiro, Brasil). Posteriormente, o armazenamento dos dentes foi realizado em solução fisiológica (NaCl 0,9%), em temperatura ambiente, por 3 meses. Estes foram examinados visualmente com o auxílio de um transiluminador para que não apresentassem defeitos como trincas e fraturas.

Os elementos dentais foram aleatoriamente distribuídos em 4 grupos experimentais, cada qual composto por 15 dentes:

Grupo 1 – dentes restaurados com facetas cerâmicas de espessura média de 0,7 mm.

Grupo 2 - dentes restaurados com facetas cerâmicas de espessura média de 0,5 mm.

Grupo 3- dentes restaurados com facetas cerâmicas de espessura média de 0,3 mm.

Grupo 4 – dentes não restaurados (controle, dentes hígidos).

Cada elemento dental foi incluído em resina acrílica até 1mm da junção cimento-esmalte, utilizando tubos de PVC. Esse passo foi realizado para facilitar o manuseio dos dentes, ilustrado na Figura 6.



Figura 6 - Dente bovino incluso em resina acrílica.

Após distribuição nos grupos experimentais, os dentes ficaram 24h em solução de saliva artificial a 36°C, conforme composição: K_2HPO_4 (4,35 g/L), Na_2HPO_4 (3,4 g/L), $KHCO_3$ (15,01 g/L), NaCl (5,85 g/L), $MgCl_2$ (0,14 g/L), além de 0,002 g/L de ácido cítrico e de 0,16 g/L de cloreto de cálcio, antes da confecção das facetas cerâmicas. (Laboratório Dermus, validade 09/2013).

As facetas cerâmicas (Figura 7) foram fabricados com o tipo de cerâmica (Emax Press, Ivoclar Vivadent, Lote M26686), de acordo com as espessuras previamente descritas nos grupos experimentais, utilizando a técnica da cera perdida. O polimento das peças cerâmicas foi realizado utilizando borrachas abrasivas (MasterCeram; Eurodental, Brasil). As medidas das espessuras das facetas cerâmicas foram aferidas, em 3 pontos, com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão), com precisão de 0,01mm para assegurar as dimensões da faceta cerâmica, podendo apresentar variação de até 0,05mm.



Figura 7 - Dente Bovino com a sua respectiva faceta cerâmica.

Para a cimentação adesiva, o fabricante do IPS e-max Press recomenda tratamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico e agente silano. O número de lote e composição do ácido, adesivo, silano e cimento resinoso utilizados no estudo encontram-se na Tabela 1 e Figura 8. A unidade foto-ativadora utilizada foi LED Olsen (Olsen, Brasil), com potência de 900 mW/cm^2 , verificada com radiômetro (Spring Health).

Produto	Fabricante	Lote	Composição
Condicionador Dental Gel 37%	FGM	080114	Ácido Fosfórico 37% e espessantes.
Condicionador de Porcelanas 10%	Dentsply	L945811G	Ácido Fluorídrico 10% e espessantes.
IPS Emax Press	Ivoclar Vivadent	M26686	SiO_2 , Li_2O , K_2O , MgO , ZnO , Al_2O_3 , P_2O_5 e outros óxidos metálicos.
Monobond Plus	Ivoclar Vivadent	S22510	Etanol, 3-trimetoxisililpropil

Tetric N Bond	Ivoclar Vivadent	R53578	metacrilato, Éster de ácido fosfórico metacrilado. acrilato de ácido fosfórico, de HEMA, Bis-GMA, dimetacrilato de uretano.
Variolink II	Ivoclar Vivadent	P26657	Bis-GMA, uretano dimetacrilato, e dimetacrilato de trietilenoglicol. Cargas inorgânicas. Óxido misto vidro Ba-Al-fluorosilicato e esferóide.

Tabela 1- Materiais utilizados para a cimentação adesiva e confecção dos espécimes



Figura 8 - Materiais utilizados para cimentação adesiva das facetas cerâmicas.

As facetas cerâmicas foram condicionadas com ácido

fluorídrico (HF) a 10% (Dentsply) por 20 segundos, lavagem com jato ar/água por 1 minuto, aplicação do ácido fosfórico 37% (Condac, FGM, Brasil) por 1 minuto. Nova lavagem por 1 minuto. Após, foi realizada a secagem com ar por 30 segundos, seguida da aplicação de silano (Mono Bond Plus, Ivoclar Vivadent). O silano foi volatilizado com jato de ar por um minuto e, após esse período, deixou-se a peça ao ar livre por 3 minutos para volatilização do silano (Figura 9).

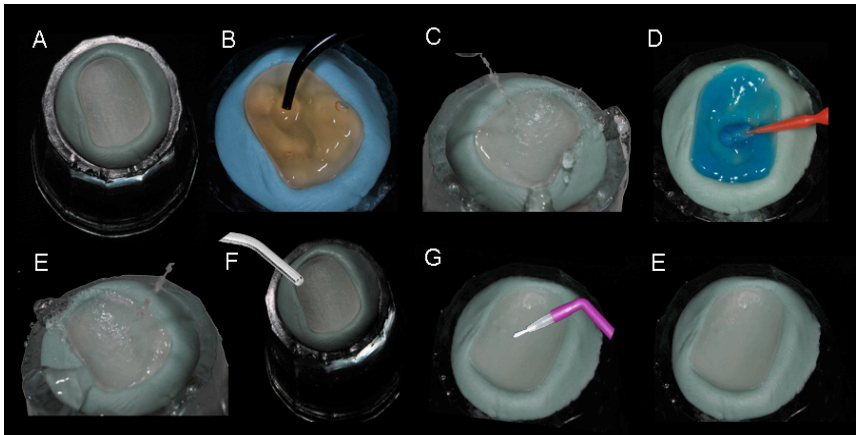


Figura 9 - Procedimento para cimentação adesiva: a) faceta com porção externa protegida; b) condicionamento com ácido HF 10%; c) jato de ar e água; d) aplicação de ácido fosfórico; e) jato de ar e água; f) aplicação do silano e g) volatilização do silano.

Os dentes bovinos foram condicionados com ácido fosfórico 37% (Condac, FGM, Brasil) por 30 segundos, lavados por 60 segundos e secos. A superfície vestibular dos dentes bovinos recebeu uma camada de adesivo (Tetric N Bond, Ivoclar Vivadent). Este foi deixado sem polimerizar até o cimento resinoso (Variolink II, Lote P26657, Ivoclar Vivadent) ser aplicado na faceta cerâmica (Figura 10).

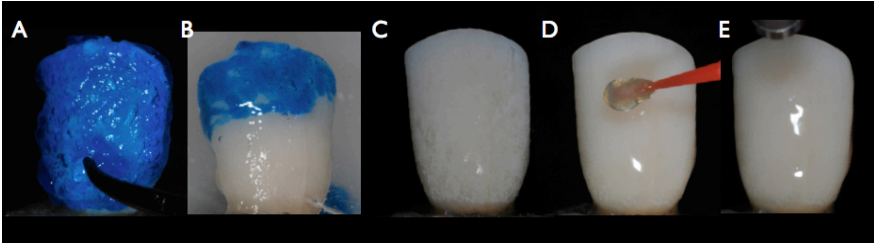


Figura 10 - Procedimento para adesão ao dente bovino: a) condicionamento com ácido fosfórico; b) jato de ar água; c) aspecto pós-condicionamento ácido; d) aplicação do sistema adesivo; e) jato de ar.

As restaurações foram submetidas à pressão digital por um único operador, seguida de eliminação dos excessos com microaplicadores de adesivo (Figura 11).

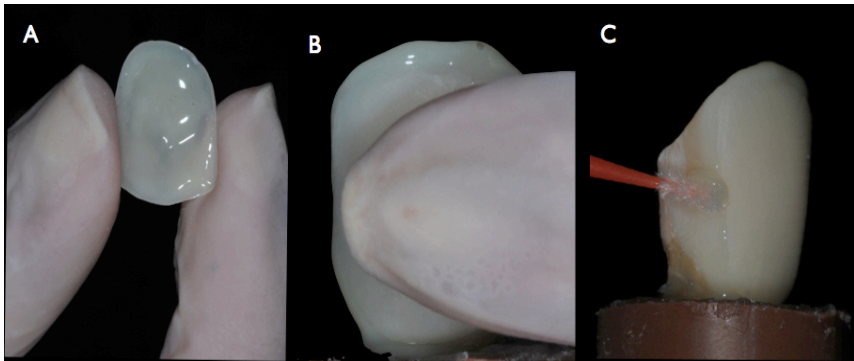


Figura 11 - Cimentação da peça no dente bovino: a) cimento aplicado na faceta cerâmica; b) cimentação no dente bovino com excessos e c) eliminação dos excessos com microaplicador de adesivo.

Todas as margens das facetas foram recobertas com gel (KY, Lote 150247, Johnson & Johnson) (Figura 12) e a fotoativação foi realizada por 60 segundos (s) na superfície vestibular (20 s cervical, 20 s centro e 20 s incisal) e 60 segundos na superfície palatal, com fotoativador LED Olsen (Olsen), com potência de 900 mW/cm^2 . Nova fotoativação foi realizada por 60s na face vestibular, seguindo a mesma abordagem (Figura 13).

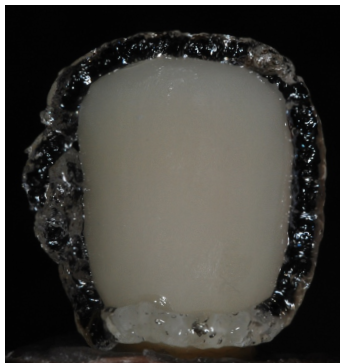


Figura 12 - Aplicação do gel à base de glicerina para posterior fotoativação.

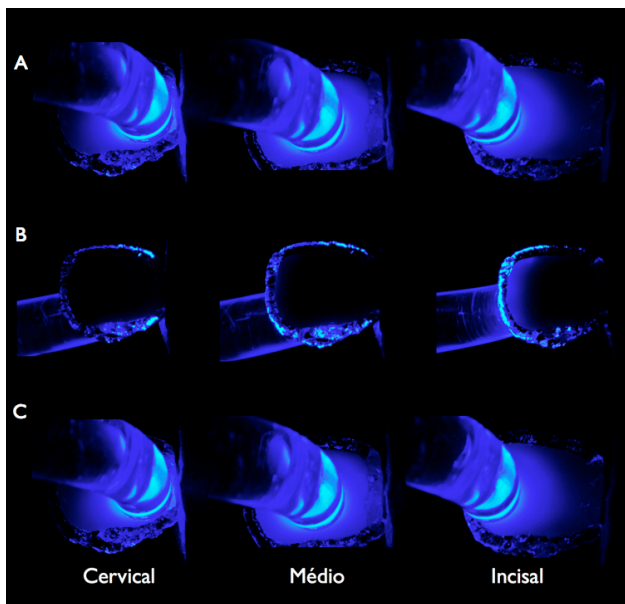


Figura 13 - Procedimento de fotoativação: a) vestibular nas porções cervical, médio e incisal; b) palatal e c) vestibular.

As margens foram acabadas e polidas utilizando borrachas abrasivas para polimento de resinas compostas (Astropol P, Ivoclar Vivadent), cada borracha por 1 minuto. (Figura 14). Após, cada

espécime foi armazenado em saliva artificial a 36°C, em estufa, por 48 horas, antes dos testes mecânicos.

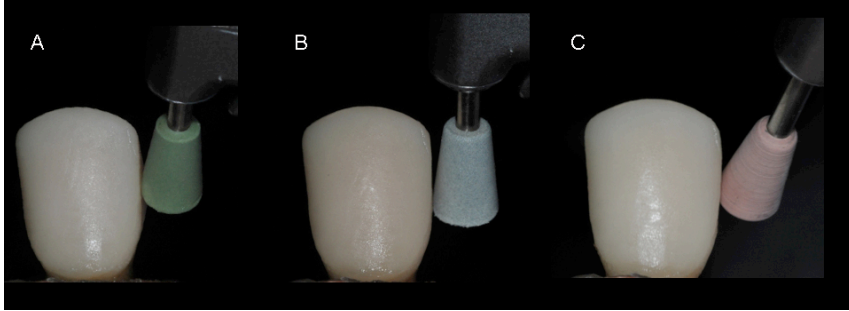


Figura 14 - Sequência de polimento das margens das restaurações: a) granulação grossa; B) granulação média e c) granulação fina.

Após os procedimentos adesivos, os espécimes foram acoplados em uma máquina universal de ensaios (Instron Universal Machine, 4444, Instron, EUA). A carga foi aplicada sobre a superfície vestibular, perpendicular à superfície vestibular do dente, a 2 mm do bordo incisal (Figura 15). Uma ponta de aço inoxidável foi utilizada a uma velocidade de travessa de 1 mm/min, conforme recomendado pela ISO (norma ISO/TS 11405/2003). A carga de fratura foi obtida em Newton (N).

Após os testes destrutivos, foi realizada a análise do padrão de fratura dos espécimes. Esta análise foi realizada de forma visual e por fotografias. Ambas as formas foram realizadas pelo mesmo avaliador e utilizando um transluminador (Microlux, Addent), para auxiliar a classificação das fraturas. As fotografias foram realizadas a 15 cm de distância, por uma máquina Nikon D60, com lente macro Nikon 105 mm, F32 e velocidade do obturador em 1 segundo. As fraturas foram classificadas da seguinte forma: Tipo I - falha na adesão da faceta; Tipo II - falha na cerâmica sem fratura coronal; Tipo III - fratura coronal; Tipo IV - fratura passível de reintervenção acima da distância de 1mm da junção cimento-esmalte (JCE); e Tipo V - fratura catastrófica abaixo da distância de 1mm da junção cimento-esmalte (JCE).³⁸



Figura 15 - Espécime de dente bovino restaurado com cerâmica, com o acessório para aplicação de carga, posicionado na máquina de ensaios universal.

A análise estatística foi realizada com o programa estatístico SPSS 12 (SPSS Inc., Chicago, IL , EUA). ANOVA de um critério foi aplicada para verificar a distribuição normal dos dados. O teste de HSD de Tukey foi utilizado para determinar quais grupos eram diferentes entre si. O nível de significância foi fixado em $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

Para todos os grupos, os valores de significância de acordo com o teste de Kolmogorov-Smirnov foram maiores do que 0,05. Os grupos apresentaram distribuição normal e, portanto, as médias podem ser comparadas. As médias dos grupos foram comparadas por uma Análise de Variância de um critério ($\alpha=0,05$).

Como a significância foi menor que α ($p<0,05$), se aceita que há diferença entre os grupos no que se refere à resistência flexural. O teste de comparações múltiplas HSD de Tukey foi utilizado como teste *post-hoc* para verificação de quais grupos possuíam diferença entre si. A Tabela 2 expõe os resultados obtidos com essa análise. Deste modo, a hipótese nula foi rejeitada.

Grupo	Média
G1 (2 mm)	243,6450 ± 33,30 ^A
G2 (0,7mm)	250,8980 ± 28,26 ^A
G3 (0,5mm)	311,7600 ± 73,21 ^A
G4 (0,4mm)	287,2500 ± 73,76 ^A
G5 (0,3mm)	293,3300 ± 70,41 ^A
G6 (0,2mm)	151,5000 ± 40,89 ^B

Tabela 2 - Média em MPa e análise estatística pelo teste de HSD de Tukey.

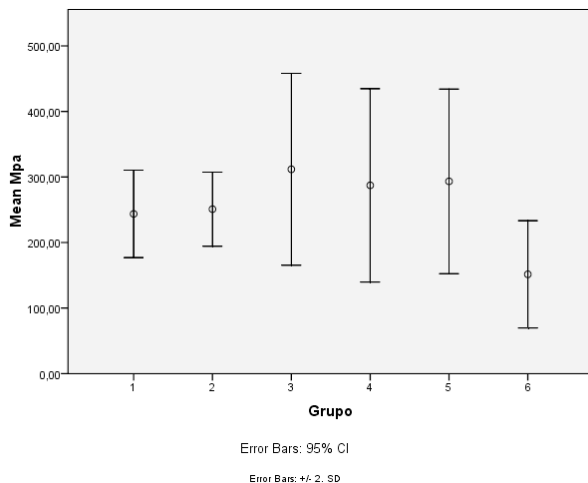


Gráfico 1- média em MPa e análise estatística pelo teste de HSD de Tukey para os testes de flexão.

Os resultados demonstram que para as espessuras recomendadas pelo fabricante não houve diferença estatística. Contudo, para espessura de 0,2 mm, existe decréscimo na resistência flexural, como é possível observar no Grupo 6, aceitando parcialmente a hipótese nula.

Para os resultados do estudo de resistência à fratura, os grupos apresentaram distribuição normal, portanto, as médias poderiam ser comparadas com uma Análise de Variância de um critério (*One way ANOVA*) ($\alpha=0,05$).

Como a significância (α) foi maior de 5% ($p<0,05$), se aceita que não há diferença entre os grupos. Um teste de comparações múltiplas (HSD de Tukey) foi utilizado como teste *post-hoc*.

O gráfico demonstra os valores de resistência à fratura dos grupos experimentais.

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	95% Intervalo de confiança para médias		Mínimo	Máximo
					Menor	Maior		
					1,00	15		
2,00	15	294,546	24,7714	6,3959	280,828	308,2646	242,80	326,70
3,00	15	291,938	18,1700	4,6914	281,875	302,0002	246,70	316,80
4,00	15	290,073	28,3524	7,3205	274,372	305,7744	245,30	327,80
Total	60	293,444	26,0931	3,3680	286,703	300,1851	224,50	335,70

Tabela 3 - Resultados da Análise Estatística dos testes de resistência à fratura.

Tukey HSD		
Grupos	N	
G4 (controle)	15	290,0733
G3 (0,3mm)	15	291,9380
G2 (0,5mm)	15	294,5467
G1 (0,7mm)	15	297,2200
Significância		,883

Tabela 4 - Resultado da análise pelo teste de HSD de Tukey.

Após a análise estatística, a hipótese nula foi aceita, e foi possível verificar que não houve diferença estatística entre os grupos experimentais, G1 (0,7mm); G2 (0,5mm); G3 (0,3mm) e G4 (Controle). A variável espessura da faceta cerâmica não influenciou nos valores de resistência à fratura neste estudo. A Figura 9 ilustra os tipos de fratura

encontrados no estudo. Na tabela 5 estão expostas as fraturas classificadas em cada grupo. Não houve diferença nos padrões de fratura encontrados entre os grupos experimentais.

Grupo/ Fratura	G1 (0,7mm)	G2 (0,5mm)	G3 (0,3mm)	G4 (Hígido)
Tipo I - falha na adesão da faceta				
Tipo II - falha na cerâmica sem fratura coronal				
Tipo III - fratura coronal				1
Tipo IV - fratura reparável acima da distância de 1mm da JEC	3	2	3	3
Tipo V - fratura catastrófica abaixo da distância de 1mm da JEC	12	13	12	11

Tabela 5 – Classificação das fraturas encontradas em cada grupo.

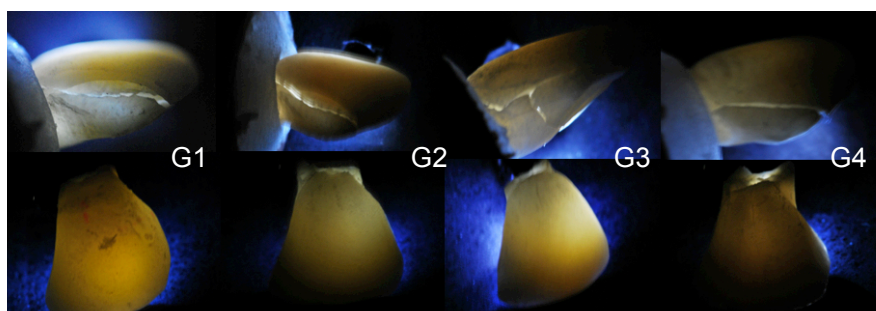


Figura 16 - Fotografias de transiluminação de fraturas catastróficas representativas dos grupos de teste. Na linha superior, vistas laterais (mesial ou distal) e na linha inferior, vistas vestibulares dos conjuntos dente/restauração. Foram encontradas 80% de fraturas além da coroa visível, ou seja, além de 1mm apical à junção cimento-esmalte.

REFERÊNCIAS

- [1] Shuman I. Simplified restorative correction of the dentition using contact lens-thin porcelain veneers: a report of three cases. *Dent Today*. 2006. p. 88-92.
- [2] Notarantonio A. Porcelain laminate veneers: restorative management. *Compend Contin Educ Dent*. 2011. p. 54-8.
- [3] Alencar MS, Araújo DF, Maenosono RM, Ishikiriama BL, Francischone CE, Ishikiriama SK. Reestablishment of esthetics with minimum thickness veneers: A one-year follow-up case report. *Quintessence Int*. 2014. p. 593-7.
- [4] da Cunha LF, Reis R, Santana L, Romanini JC, Carvalho RM, Furuse AY. Ceramic veneers with minimum preparation. *Eur J Dent*. 2013. p. 492-6.
- [5] Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000. p. 163-77.
- [6] Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007. p. 389-404.
- [7] Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2002. p. 503-9.
- [8] Dumfahrt H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part I--Clinical procedure. *Int J Prosthodont*. 1999. p. 505-13.
- [9] Gresnigt M, Ozcan M, Kalk W. Esthetic rehabilitation of worn anterior teeth with thin porcelain laminate veneers. *Eur J Esthet Dent*. 2011. p. 298-313.
- [10] Kacker MD, Yarovesky U, Jadali L. Ultra-thin veneers: beautiful and natural. *Dent Today*. 2011. p. 102, 4-5.
- [11] Schmitter M, Seydler B B. Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAD/CAM: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2012. p. 71-4.
- [12] Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont*. 2013. p. 111-24.

- [13] Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Perio Rest Dent*. 2005. p. 9-17.
- [14] Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont*. 2012. p. 79-85.
- [15] Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955. p. 849-53.
- [16] Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin N Am*. 2007. p. 399-417, ix.
- [17] Layton D, Walton T. An up to 16-year prospective study of 304 porcelain veneers. *Int J Prosthodont*. 2007. p. 389-96.
- [18] Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1995. p. 239-46.
- [19] McLaren EA, LeSage B. Feldspathic veneers: what are their indications? *Compend Contin Educ Dent*. 2011. p. 44-9.
- [20] Burke FJT, Lucarotti PSK. Ten-year outcome of porcelain laminate veneers placed within the general dental services in England and Wales. *J Dent*. 2009. p. 31-8.
- [21] Burke FJT. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: a literature review. *J Esthet Restor Dent*. 2012. p. 257-65.
- [22] Granell-Ruíz M, Granell-Ruíz R, Fons-Font A, Román-Rodríguez J-L, Solá-Ruíz M-F. Influence of bruxism on survival of porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013. AHEAD OF PRINT.
- [23] Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin N Am*. 1983. p. 671-84.
- [24] Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent*. 1983. p. 255-9.
- [25] Meyer Filho A, Vieira LCC, Baratieri LN, Lopes GC. Porcelain veneers as an alternative for the esthetic treatment of stained anterior teeth: clinical report. *Quintessence Int*. 2005. p. 191-6.
- [26] Petridis HP, Zekeridou A, Malliari M, Tortopidis D, Koidis P. Survival of ceramic veneers made of different materials after a minimum follow-up period of five years: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Esthet Dent*. 2012. p. 138-52.

- [27] Lin T-M, Liu P-R, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan Y-H. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent*. 2012. p. 202-9.
- [28] Calamia JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int*. 1985. p. 5-12.
- [29] Magne P, Hanna J, Magne M. The case for moderate "guided prep" indirect porcelain veneers in the anterior dentition. The pendulum of porcelain veneer preparations: from almost no-prep to over-prep to no-prep. *Eur J Esthet Dent*. 2013. p. 376-88.
- [30] Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011. p. 937-52.
- [31] International Organization for Standardization. ISO 6872. Dental Ceramic. International Organization for Standardization; 1995. Available at: <http://www.iso.org/iso/store.htm>. Accessed April 22, 2014.
- [32] Gurel G, Sesma N, Calamita MA, Coachman C, Morimoto S. Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *Int J Perio Rest Dent*. 2013. p. 31-9.
- [33] Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent*. 2014. AHEAD OF PRINT.
- [34] Ivoclar Vivadent Scientific documentation IPS e.max press. Service Research and Development Ivoclar. 2009.
- [35] Marshall DB RJ. Reability if advanced structural ceramics and ceramic matrix composites - A review. . *American Ceramic Society Bulletin*. 1987;66.
- [36] Callister Jr. WD. *Materials Science and Engineering - An Introduction - 8th Edition*. John Wiley & Sons. 2012;12:296.
- [37] Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1989. p. 536-41.
- [38] Bergoli C, Meira J, Valandro L, Bottino M. Survival Rate, Load to Fracture, and Finite Element Analysis of Incisors and Canines Restored With Ceramic Veneers Having Varied Preparation Design. *Oper Dent*. 2014. AHEAD OF PRINT
- [39] Cherukara GP, Seymour KG, Samarawickrama DY, Zou L. A study into the variations in the labial reduction of teeth prepared to receive

porcelain veneers--a comparison of three clinical techniques. *Brit Dent J* 2002;192:401-4; discussion 392.

[40] Brunton PA, Richmond S, Wilson NH. Variations in the depth of preparations for porcelain laminate veneers. *Eur J Prosthodontics and Restorative Dent.* 1997;5:89-92.

[41] Atsu SS, Aka PS, Kucukesmen HC, Kilicarslan MA, Atakan C. Age-related changes in tooth enamel as measured by electron microscopy: implications for porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 2005;94:336-41.

[42] Soares PV, Spini PHR, Spini PH, Carvalho VF, Souza PG, Gonzaga RCdQ et al. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. *Quintessence Int.* 2014. p. 129-33.

[43] Okida RC, Filho AJV, Barao VAR, Santos DMD, Goiato MC. The Use of Fragments of Thin Veneers as a Restorative Therapy for Anterior Teeth Disharmony: A Case Report with 3 Years of Follow-up. *J Contemp Dent Pract.* 2012. p. 416-20.

ARTIGOS

*A*RTIGO 1

Este artigo será submetido para publicação na revista Journal of Prosthetic Dentistry. O periódico Journal of Prosthetic Dentistry possui qualis A2. Os artigos gerados a partir desta investigação laboratorial estão formatados de acordo com as normas da revista. Os requisitos para a submissão estão disponíveis para consulta no seguinte endereço:
<http://www.elsevier.com/journals/journal-of-prosthetic-dentistry/0022-3913/guide-for-authors>.

Artigo I

Avaliação da resistência à flexão de diferentes espessuras de cerâmica de dissilicato de lítio.

DDS, MSc, PhD. Daniel Baptista da Silva - Universidade Federal de Santa Catarina - Brazil

Autor Correspondente:

Daniel Baptista da Silva

Rua Lauro Linhares 1288 ap 301 B1 - Santa Catarina -
Brazil. CEP 88036002

Telefone: 55 48 30246997

email: djaniels2002@yahoo.com.br

RESUMO

Objetivo: Avaliar a influência da espessura de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio sobre a resistência flexural da mesma.

Materiais e Método: Sessenta barras cerâmicas foram fabricadas com o sistema Emax Press (Ivoclar Vivadent), com diferentes espessuras: G1) 2 mm; G2) 0,7 mm; G3) 0,5 mm; G4) 0,4 mm; G5) 0,3 mm; G6) 0,2 mm. Os espécimes foram polidos com pasta diamantada em ambos os lados, até apresentarem a espessura adequada. As amostras foram submetidas ao teste de resistência flexural em uma máquina de ensaios universal (Instron 4444), com velocidade de travessa de 1 mm/min. Os dados (MPa) foram analisados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov ($\alpha=0,05$), para verificar a distribuição normal dos grupos. As médias dos grupos foram comparadas por meio de uma análise de variância ($\alpha=0,05$). O teste de comparações múltiplas de HSD de Tukey foi utilizado como teste *post-hoc*, para verificar a diferença entre os grupos.

Resultados: Os valores de resistência flexural (média \pm DP) dos grupos foram: G1 (243,64 \pm 33,30); G2 (250,89 \pm 28,26); G3 (311,76 \pm 73,21); G4 (287,25 \pm 73,76); G5 (293,33 \pm 70,41) e G6 (151,5 \pm 40,89). O grupo G6 foi o único grupo estatisticamente diferente dos demais. Os grupos G1 a G5 foram estatisticamente semelhantes em seu valor de resistência à flexão.

Conclusão: A resistência flexural da cerâmica testada foi reduzida significativamente quando a espessura da mesma for 0,2 mm.

Palavras Chave: facetas dentárias, cerâmica, estresse mecânico.

Relevância Clínica

Facetas cerâmicas com espessuras de 0,2 mm apresentam redução significativa da resistência flexural do material e são mais susceptíveis à fraturas pré-cimentação.

INTRODUÇÃO

A demanda por tratamentos estéticos e com o mínimo de intervenção cirúrgica é uma tendência mundial na área da saúde¹⁻⁶. Sabe-se que as facetas cerâmicas estão entre os tratamentos mais realizados atualmente.⁷ Dentre as técnicas para realização deste tratamento, tem-se desde o mínimo ou nenhum desgaste de estrutura dental, até preparos relativamente mais invasivos, podendo envolver o terço incisal.⁸⁻¹³

O tratamento odontológico com facetas cerâmicas do tipo "lentes de contato" é mais aceito pelos pacientes devido à conservação de estrutura dental e estética, desde que bem planejado e executado.¹⁴ Contudo, vantagens e desvantagens da técnica devem ser avaliadas caso a caso.^{7, 15, 16}

A utilização desta técnica tem íntima relação com o aprimoramento das cerâmicas odontológicas.¹⁷ Devido a diferentes formas, disposição, tamanho e quantidade dos cristais presentes na matriz vítrea da cerâmica¹⁸, facetas de dissilicato de lítio (Emax Press - Ivoclar Vivadent) de até 0,3mm de espessura se tornaram possíveis.¹⁹

Entretanto, existem casos onde a técnica precisa extrapolar a indicação do uso destas cerâmicas, empregando-as em menores espessuras.^{1, 11, 20} Existem relatos de caso clínico demonstrando esta abordagem, porém, sem embasamento científico sobre o comportamento do material cerâmico em espessuras inferiores a 0,3 mm.

Este estudo visa determinar os valores de resistência flexural, em diferentes espessuras, de cerâmica à base de dissilicato de lítio (Emax Press, Ivoclar Vivadent), utilizada para a confecção de facetas cerâmicas do tipo "lentes de contato".

MATERIAIS E MÉTODO

A confecção dos corpos-de-prova foi realizada de modo similar à norma da ISO 6872 (1995).²¹ Foram confeccionados 60 corpos-de-prova em forma de barra. Foi utilizada uma matriz de silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Itália), apresentando um molde com 20 mm de comprimento, 5 mm de largura e variando a espessura em mm, de acordo com cada grupo experimental, que foi preenchido com resina acrílica (Duralay, Reliance, EUA). Assim, os padrões obtidos foram incluídos em revestimento e submetidos aos procedimentos de prensagem a quente, de acordo com as normas do fabricante. Após total resfriamento do anel, os espécimes foram retirados do revestimento utilizando discos de carboneto de silício e jato de óxido de alumínio (Bio-Art, SP, Brasil), com partículas de 100µm e pressão de 2 bar. Após, separou-se o *sprue*, por meio de corte, com um disco diamantado. Em seguida, as barras foram desgastadas com borrachas abrasivas (MasterCeram, Eurodental, Brasil), até a obtenção das dimensões desejadas.

Sessenta espécimes da cerâmica (Emax Press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foram confeccionados, com dimensões de acordo com a norma ISO 6872.²¹ Os espécimes (figura 1) foram confeccionados de acordo com os grupos experimentais:

- G1) 2mm de espessura;
- G2) 0,7mm de espessura;
- G3) 0,5mm de espessura;
- G4) 0,4mm de espessura;
- G5) 0,3mm de espessura;
- G6) 0,2mm de espessura.



Figura 1 – Corpo de prova confeccionado para teste de resistência flexural.

Todos os espécimes foram medidos em três pontos (nas extremidades e no centro), com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão), com precisão de 0,01mm, para assegurar as dimensões do corpo-de-prova, com tolerância máxima de 0,05 mm de variação de espessura. No período anterior à realização do teste, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C, por 24h. Dez espécimes de cada grupo experimental foram posicionados em um dispositivo metálico que apresenta duas barras de 1,6 mm de diâmetro e distância de 15 mm entre si. Uma terceira barra, com o mesmo diâmetro, aplicou uma carga no centro de cada espécime (Figura 2). O teste de resistência flexural de três pontos foi realizado em uma Máquina de Ensaio Universais (4444, Instron, EUA), com célula de carga de 2000 N e velocidade de travessa de 0,5 mm/min. A força foi aplicada até ocorrer a fratura do corpo de prova. O teste de resistência flexural deu-se em temperatura ambiente (23°C). A carga máxima exercida no corpo de prova foi registrada e a resistência flexural (M) calculada em megaPascal (MPa), utilizando a seguinte equação:

$$M=(3wL)/(2bd^2)$$

Onde:

- M = resistência flexural (MPa);
- w = carga de fratura (N);
- l = amplitude do suporte (mm);
- b = largura do espécime (mm);
- d = espessura do espécime (mm).

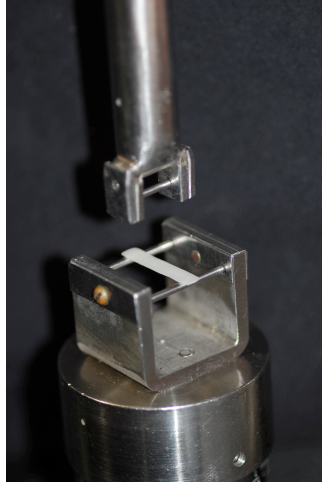


Figura 2 – Corpo de prova posicionado na máquina de testes.

Para realizar a análise estatística dos dados (MPa), foi realizado o teste de Kolmogorov-Smirnov ($\alpha=0,05$), para verificar a distribuição normal dos grupos. As médias dos grupos foram comparadas com Análise de Variância de um critério ($\alpha=0,05$). O teste de comparações múltiplas Tukey HSD foi utilizado para verificação de quais grupos possuíam diferença entre si.

RESULTADOS

Para todos os grupos, os valores da estatística de Kolmogorov-Smirnov (assinalados em amarelo) foram maiores do que 0,05. Os grupos têm distribuição normal e, portanto, as médias podem ser comparadas. As médias dos grupos foram comparadas através de uma Análise de Variância um critério ($\alpha=0,05$).

Como a significância foi menor que α ($p<0,05$), se aceita que há diferença entre os grupos. O teste de comparações múltiplas HSD de Tukey foi utilizado como teste *post-hoc*, para verificação de quais grupos possuíam diferença entre si. A Tabela 1 expõe os resultados obtidos com essa análise.

Grupo	Média
G1	243,6450 ± 33,30 ^A
G2	250,8980 ± 28,26 ^A
G3	311,7600 ± 73,21 ^A
G4	287,2500 ± 73,76 ^A
G5	293,3300 ± 70,41 ^A
G6	151,5000 ± 40,89 ^B

Tabela 1 - Média em MPa e análise estatística pelo teste de HSD de Tukey.

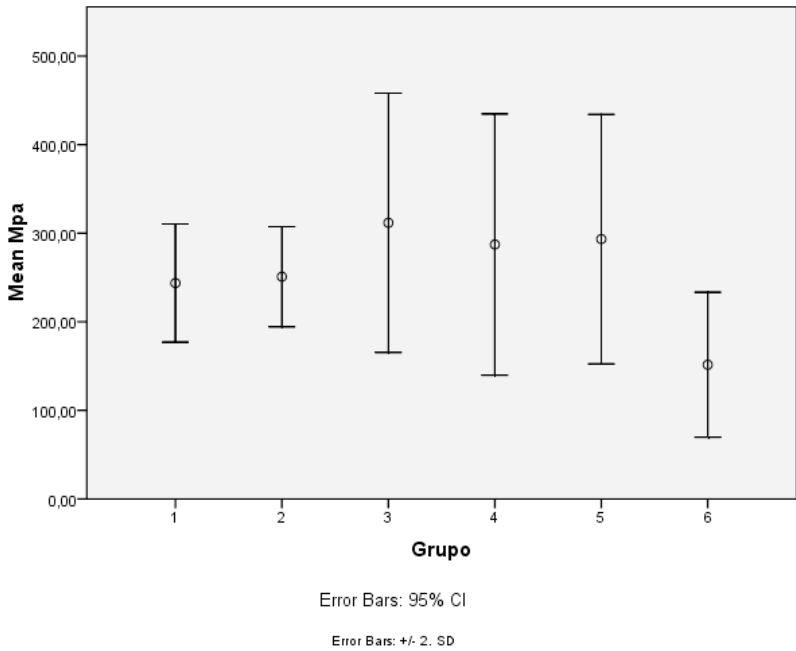


Gráfico 1- média em MPa e análise estatística pelo teste de HSD de Tukey.

Os resultados demonstram que para as espessuras recomendadas pelo fabricante não houve diferença estatística. Contudo, para espessuras menores que 0,3mm, existe decréscimo na resistência flexural, como é possível observar no Grupo 6.

DISCUSSÃO

O material cerâmico selecionado para o estudo foi uma cerâmica vítrea prensada, com fase cristalina principal composta por cristais de dissilicato de lítio (IPS E-max Press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Esta cerâmica possui excelente propriedade estética e mecânica²², fato que se deve à quantidade, distribuição e volume dos cristais em sua matriz vítrea.¹⁸

Neste estudo, tem-se a espessura da cerâmica à base de dissilicato de lítio como variável. Foi utilizado o ensaio de resistência à flexão de 3 pontos, porque este teste é representativo das condições clínicas.²³⁻²⁶ O objetivo do estudo foi testar o material cerâmico em espessuras reduzidas. Este teste é relevante devido aos materiais cerâmicos que apresentam sensibilidade aos defeitos e fendas presentes principalmente na sua superfície, considerado uma das principais propriedades mecânicas.²⁷ As forças envolvidas neste teste envolvem compressão na superfície onde a força é aplicada, cisalhamento no material e tração na superfície oposta à carga, deste modo simulando as forças intra-orais a que o material se expõe.^{28, 29} Foram utilizadas espessuras indicadas pelo fabricante nos grupos G2 a G5 (0,7 a 0,3 mm), para confecção de facetas cerâmicas do tipo "lente de contato" e, em um grupo, foi estudada a possibilidade de extrapolar a indicação do fabricante G6 (0,2 mm). O grupo G1 foi utilizado como controle para o presente estudo. Neste grupo os corpos de prova possuíam 2 mm de espessura requerida pela norma ISO 6872.²¹

Os resultados demonstram que os valores de resistência à flexão não possuem diferença estatística entre os grupos G1 a G5 (2 mm a 0,3 mm). Contudo, na espessura inferior a 0,3 mm, no G6 (0,2 mm), houve redução estatística significativa. Uma das possíveis razões pela queda dos valores pode ser a porosidade, estresse residual, defeitos de superfície e na própria barra podem ter influenciado neste efeito.³⁰ Contudo, ainda que a redução

aproximada de 50% na resistência à flexão entre a espessura de 0,3 mm para 0,2 mm, os valores apresentados são suficientes para sustentar o uso dessa espessura clinicamente. Segundo a normatização ISO 6872, a mínima resistência flexural da cerâmica deve ser de 100 MPa. Os valores de resistência à flexão estão de acordo com os resultados encontrados por Guazatto 2004³¹, onde a média dos valores para a cerâmica de dissilicato de lítio (Empress 2) foi de 302 MPa. O estudo realizado por Ruschel 2014³² encontrou resultados ainda menores para os valores de resistência flexural, média de 200 MPa. A cerâmica Emax Press possui maior quantidade de cristais de dissilicato de lítio (70%) o que teoricamente aumentaria o valor de resistência à flexão.¹⁸ Contudo, a dificuldade de polimento, defeitos internos e fatores relacionados ao operador podem ter influenciado neste resultado.^{27, 30, 32}

Cabe discutir alguns pontos chave no delineamento experimental. Devido à dificuldade de manuseio das amostras em espessuras reduzidas, não foi possível o polimento com lixas de papel. Já se conhece que o polimento da superfície cerâmica com lixa de papel, até a granulacão 800, aumenta a resistência flexural do material cerâmico ao diminuir falhas na superfície, fazendo com que a propagação das falhas seja minimizada.³³

Um corpo friável (cerâmica), apresentando defeitos de superfície tais como microtrincas, atuam como áreas de concentração de tensão na porção interna do material cerâmico. Como a cerâmica não pode liberar as tensões (deformação plástica), a mesma aumenta nas pontas das microtrincas, promovendo a propagação das mesmas através da cerâmica, fraturando-a.¹⁸ Por esta razão, o polimento dos espécimes foi realizado com pontas abrasivas diamantadas, seguindo o mesmo protocolo em todas as amostras, procedimento adotado em laboratórios para a finalização de peças com reduzida espessura. Este processo foi realizado para todos os espécimes, contribuindo para a não criação de um viés na pesquisa.

Outra razão para estes resultados está relacionada à célula de carga empregada no estudo. A máquina de ensaios universal poderia não ter conseguido aferir corretamente os valores em N (newton) por serem baixos, acarretando a queda dos valores de resistência flexural. Outra possível explicação seria no arranjo dos cristais de dissilicato de lítio, que fazem com que a propagação das trincas seja diminuída. Os cristais em espessuras reduzidas podem estar dispostos de maneira não favorável a resistir a fraturas.³⁴ Novos estudos são necessários para avaliar este achado científico e relacionar as possíveis causas, ou descartá-lo.

Existe a necessidade de compreender melhor o comportamento do material cerâmico quando empregada esta técnica de confecção de facetas cerâmicas.³⁵ Por este motivo, os resultados do presente estudo chamam a atenção para a pesquisa dos valores inferiores de resistência flexural em espessuras muito delgadas e a repercussão clínica após a cimentação das peças, já que a espessura da faceta cerâmica, juntamente com a espessura da camada de cimento resinoso, podem alterar os valores de resistência à fratura do conjunto.³⁶

Sabe-se que, quanto maior a área do elemento dental restaurada pela cerâmica, maior exigência se faz ao material quanto à sua resistência à propagação de falhas após cimentação.³⁷ Além disso, durante o desempenho clínico das restaurações, possíveis falhas na superfície, como citado acima, podem ocorrer, colaborando para a fratura da peça.³⁸ Por este motivo, necessita-se de avaliações clínicas e laboratoriais para determinar se a cimentação das peças pode fazer com que o conjunto dente/restauração tenha um desempenho clínico satisfatório ao longo do tempo.

Portanto, necessita-se de embasamento científico sobre o comportamento do material utilizado para a fabricação de facetas cerâmicas, com espessura reduzida, para complementar e melhor prover o entendimento das possíveis repercussões clínicas do achado científico deste trabalho.

CONCLUSÃO

É possível concluir que a resistência flexural da cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio (Emax Press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) é influenciada pela espessura da mesma. Os valores de resistência flexural são significativamente prejudicados quando a espessura for de 0,2mm.

REFERÊNCIAS

- [1] Shuman I. Simplified restorative correction of the dentition using contact lens-thin porcelain veneers: a report of three cases. *Dent Today* 2006;25:88-92.
- [2] Notarantonio A. Porcelain laminate veneers: restorative management. *Compend Contin Educ Dent* 2011;32:54-8.
- [3] Alencar MS, Araújo DF, Maenosono RM, Ishikiriama BL, Francischone CE, Ishikiriama SK. Reestablishment of esthetics with minimum thickness veneers: A one-year follow-up case report. *Quintessence Int.* 2014;45:593-7.
- [4] da Cunha LF, Reis R, Santana L, Romanini JC, Carvalho RM, Furuse AY. Ceramic veneers with minimum preparation. *Eur J Dent* 2013;7:492-6.
- [5] Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dent Clin N Am.* 2011;55:353-70
- [6] Gresnigt M, Ozcan M, Kalk W. Esthetic rehabilitation of worn anterior teeth with thin porcelain laminate veneers. *Eur J Esthet Dent* 2011;6:298-313.
- [7] Christensen GJ. Thick or thin veneers? *J Am Dent Assoc* 2008;139:1541-3.
- [8] Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent* 2014; AHEAD OF PRINT.
- [9] Bergoli C, Meira J, Valandro L, Bottino M. Survival Rate, Load to Fracture, and Finite Element Analysis of Incisors and Canines Restored With Ceramic Veneers Having Varied Preparation Design. *Oper Dent* 2014; AHEAD OF PRINT.
- [10] Jankar AS, Kale Y, Kangane S, Ambekar A, Sinha M, Chaware S. Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations - An In-vitro Study. *J Int Oral Health* 2014;6:48-54.
- [11] Schmitter M, Seydler B B. Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAD/CAM: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2012;107:71-4.

- [12] Cherukara GP, Seymour KG, Samarawickrama DY, Zou L. A study into the variations in the labial reduction of teeth prepared to receive porcelain veneers - a comparison of three clinical techniques. *Brit Dent J* 2002;192:401-4.
- [13] Akoğlu B, Gemalmaz D. Fracture Resistance of Ceramic Veneers with Different Preparation Designs. *J Prosthodont* 2011; AHEAD OF PRINT.
- [14] Magne P, Hanna J, Magne M. The case for moderate "guided prep" indirect porcelain veneers in the anterior dentition. The pendulum of porcelain veneer preparations: from almost no-prep to over-prep to no-prep. *Eur J Esthet Dent* 2013;8:376-88.
- [15] Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin N Am* 2007;51:399-417.
- [16] Layton D, Walton T. An up to 16-year prospective study of 304 porcelain veneers. *Int J Prosthodont* 2007;20:389-96.
- [17] Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011;90:937-52.
- [18] Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 2002;15:159-67.
- [19] Ivoclar Vivadent. Scientific documentation IPS e.max press. Service Research and Development Ivoclar. 2009.
- [20] Kacker MD, Yarovesky U, Jadali L. Ultra-thin veneers: beautiful and natural. *Dent Today* 2011;30:102, 4-5.
- [21] International Organization for Standardization. ISO 6872. Dental Ceramic. International Organization for Standardization; 1995. Available at: <http://www.iso.org/iso/store.htm>. Accessed april 22.
- [22] Soares PV, Spini PHR, Spini PH, Carvalho VF, Souza PG, Gonzaga RCdQ et al. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. *Quintessence Int* 2014;45:129-33.
- [23] Borba M, de Araújo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater* 2011;27:1259-66.

- [24] Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Bona AD. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dent Mater* 2011;27:948-53.
- [25] Oh W-S, Zhang N-Z, Anusavice KJ. Effect of heat treatment on fracture toughness K_{1C} and microstructure of a fluorapatite-based glass-ceramic. *J Prosthodont* 2007;16:439-44.
- [26] Junpoom P, Kukiattrakoon B, Hengtrakool C. Flexural strength of fluorapatite-leucite and fluorapatite porcelains exposed to erosive agents in cyclic immersion. *J Appl Oral Sci* 2011;19:95-9.
- [27] Marshall DB RJ. Reability if advanced structural ceramics and ceramic matrix composites - A review. . *American Ceramic Society Bulletin*. 1987;66.
- [28] Walker MP, Diliberto A, Lee C. Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *J Endodontics* 2006;32:334-6.
- [29] Callister Jr. WD. *Materials Science and Engineering - An Introduction - 8th Edition*. John Wiley & Sons. 2012;12:296.
- [30] Albakry M, Guazzato M, Vincent Swain M. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32:91-9.
- [31] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-8.
- [32] Ruschel VC, Maia HP, Lopes GC. Influence of external and internal surface roughness modifications on ceramic flexural strength. *J Prosthet Dent* 2014; AHEAD OF PRINT.
- [33] Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DYD. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *J Dent* 2002;30:161-9.
- [34] Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2004;71:99-107.
- [35] Okida RC, Filho AJV, Barao VAR, Santos DMD, Goiato MC. The use of fragments of thin veneers as a restorative therapy for anterior teeth disharmony: A case report with 3 years of follow-up. *J Contemp Dent Pract* 2012;13:416-20.

[36] Ge C, Green CC, Sederstrom D, McLaren EA, White SN. Effect of porcelain and enamel thickness on porcelain veneer failure loads in vitro. *J Prosthet Dent* 2014; AHEAD OF PRINT.

[37] Lin T-M, Liu P-R, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan Y-H. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent* 2012;40:202-9.

[38] Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995;8:239-46.

*A*RTIGO 2

Este artigo será submetido para publicação na revista Journal of Prosthetic Dentistry. O periódico Journal of Prosthetic Dentistry possui qualis A2. Os artigos gerados a partir desta investigação laboratorial estão formatados de acordo com as normas da revista. Os requisitos para a submissão estão disponíveis para consulta no seguinte endereço: <http://www.elsevier.com/journals/journal-of-prosthetic-dentistry/0022-3913/guide-for-authors>.

ARTIGO II

Resistência à fratura de facetas cerâmicas do tipo
"lentes de contato".

DDS, MSc, PhD. Daniel Baptista da Silva - Universidade
Federal de Santa Catarina - Brazil

Autor Correspondente:

Daniel Baptista da Silva

Rua Lauro Linhares 1288 ap 301 B1 - Santa Catarina -
Brazil. CEP 88036002

Telefone: 55 48 30246997

email: djaniels2002@yahoo.com.br

RESUMO

Objetivo: Avaliar a resistência à fratura, em dentes bovinos, de facetas cerâmicas de diferentes espessuras.

Materiais e Método: Foram utilizados 60 dentes bovinos recém-extraídos e com tamanho e forma semelhantes. Foram confeccionadas 45 facetas cerâmicas para os dentes selecionados, aleatoriamente, com variação somente à espessura. Dessa forma, formaram-se 4 grupos: G1: 0,7mm; G2: 0,5mm, G3: 0,3mm e G4 (controle). Após 48 horas da cimentação adesiva, foi realizado o teste mecânico. Os resultados foram analisados utilizando ANOVA, um critério e teste de HSD deTukey.

Resultados: Os resultados demonstraram que não houve diferença estatística entre os grupos estudados, não podendo correlacionar o uso de facetas cerâmicas do tipo "lente de contato com o aumento ou perda nos valores de resistência à fratura do conjunto analisado.

Conclusão: As diferentes espessuras cerâmicas testadas não influenciaram nos valores de resistência à fratura, bem como não influenciaram o padrão de fratura encontrado.

Palavras Chave: Cerâmica, facetas dentárias, estresse mecânico.

Relevância Clínica

Levando em consideração o substrato bovino, as espessuras testadas não influenciaram os valores de resistência à fratura do conjunto (dente bovino/faceta cerâmica), bem como o tipo de fratura resultante do teste mecânico.

INTRODUÇÃO

Há vários anos, as facetas cerâmicas são uma alternativa para tratamento estético dental.¹⁻⁶ Este sucesso clínico e estético foi possível devido à excelente união adesiva obtida entre o esmalte dental, pela técnica de condicionamento ácido dental, e cerâmica, pelo tratamento com o ácido fluorídrico (HF) e agente de união silano.⁷⁻¹¹

As técnicas adesivas permitiram menor desgaste da estrutural dental, seguindo a tendência atual na Odontologia.¹²⁻¹⁴ As facetas cerâmicas podem ser confeccionados com o preparo dos tecidos dentais, principalmente em esmalte, ou até, sem desgaste algum.¹⁵⁻¹⁸ Sabe-se que as facetas cerâmicas são alternativas para o tratamento estético do paciente e que representam um quarto à metade do desgaste necessário ao preparo para uma coroa total cerâmica.¹⁹

Esta técnica, sem preparo para a confecção de as facetas cerâmicas, é comumente solicitada pelos pacientes ao cirurgião-dentista. As vantagens do procedimento são:^{20,21} paciente com menor ansiedade e medo; conservação de estrutura dental; ausência de anestesia e, segundo a literatura, reversibilidade. Em contrapartida, existem desvantagens:^{20,21} possibilidade de sobrecontorno; possibilidade de mais dentes serem abordados no tratamento; aspecto opaco; translucidez limitada; margens não visíveis ao técnico e alterações oclusais.

Existem diversos casos sobre a utilização de facetas cerâmicas sem desgaste da estrutura dental, e ainda sendo utilizados em espessuras variando de 0,3mm a 0,7mm.^{12,22-24} Contudo, a literatura relata que a principal causa de falhas neste tipo de tratamento, como as facetas cerâmicas, são causadas por razão mecânica.²⁵ A fratura da restauração é a principal causa de falha.^{6, 26} Todavia, o embasamento científico sobre tratamento

estético com facetas cerâmicas do tipo "lente de contato" necessita ainda de maior fundamentação.

Por esta razão, o objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fratura de diferentes espessuras de cerâmica à base de dissilicato de lítio, utilizadas para confecção de facetas cerâmicas do tipo "lente de contato" em dentes bovinos.

MATERIAIS E MÉTODO

O material cerâmico selecionado para o estudo foi uma cerâmica vítrea injetável, com fase cristalina principal, composta por cristais de dissilicato de lítio e com base de nanofluorapatita IPS e-max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Esta cerâmica é disponibilizada em forma de lingotes. Para a cimentação adesiva, o fabricante do IPS e-max Press recomenda tratamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico e agente silano. O número de lote e composição do ácido, adesivo, silano e cimento resinoso utilizados no estudo, encontra-se na Tabela 1. A unidade fotopolimerizadora utilizada foi LED Olsen (Olsen, Brasil), com potência de 900 mW/cm², verificada com radiômetro (Spring Health).

Produto	Fabricante	Lote	Composição
Condicionador Dental Gel 37%	FGM	080114	Ácido fosfórico 37% e espessantes
Condicionador de Porcelanas 10%	Dentsply	L94581 1G	Ácido Fluorídrico 10% e espessantes
IPS Emax Press	Ivoclar Vivadent	M2668 6	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, MgO, ZnO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos metálicos.
Monobond Plus	Ivoclar Vivadent	S22510	Etanol, 3-trimetoxisililpropil metacrilato, Éster de ácido fosfórico metacrilado.
Tetric N Bond	Ivoclar Vivadent	R53578	acrilato de ácido fosfórico, de HEMA, Bis-GMA,

			dimetacrilato de uretano.
Variolink II	Ivoclar Vivadent	P26657	Bis-GMA, uretano dimetacrilato, e dimetacrilato de trietilenoglicol. Cargas inorgânicas. Óxido misto vidro Ba-Al-fluorosilicato e esferóide.

Tabela 1- Materiais utilizados para a cimentação adesiva e confecção dos espécimes

Grupos Experimentais

Sessenta incisivos bovinos de dimensões semelhantes foram utilizados. Os dentes foram extraídos de forma atraumática de maxilas de animais com idade aproximada de 8 a 10 meses. Uma vez extraídos, os dentes foram imersos em solução de clorexidina a 0,12% por 24 horas (Noplak, Daudt Laboratórios, Rio de Janeiro, Brasil). Posteriormente, o armazenamento dos dentes foi realizado em solução fisiológica (NaCl 0,9%), em temperatura ambiente, por 1 mês.

Os elementos dentais foram aleatoriamente distribuídos em 4 grupos experimentais, cada qual composto por 15 dentes:

Grupo 1 – para cimentação de facetas cerâmicas de espessura média de 0,7mm.

Grupo 2 – para cimentação de facetas cerâmicas de espessura média de 0,5 mm.

Grupo 3- para cimentação de facetas cerâmicas de espessura média de 0,3 mm.

Grupo 4 - dentes não restaurados (controle, dentes hígidos).

Cada elemento dental foi incluído em resina acrílica até 1mm da

junção cimento-esmalte, utilizando tubos de PVC. Esse passo foi realizado para melhor manuseio dos dentes.

Confecção das facetas cerâmicas.

Após distribuição aleatória nos grupos experimentais, os dentes ficaram 24h em solução de saliva artificial a 36°C, conforme composição: K_2HPO_4 (4,35 g/L), Na_2HPO_4 (3,4 g/L), $KHCO_3$ (15,01 g/L), NaCl (5,85 g/L), $MgCl_2$ (0,14 g/L), além de 0,002 g/L de ácido cítrico e de 0,16 g/L de cloreto de cálcio²⁷, antes da confecção das facetas cerâmicas.

Facetas cerâmicas padronizadas foram fabricadas com o sistema Emax Press (Ivoclar Vivadent), de acordo com as espessuras previamente descritas nos grupos experimentais, utilizando a técnica da cera perdida. O polimento das peças cerâmicas foi realizado utilizando borrachas abrasivas (MasterCeram, Eurodental, Brasil). As medidas das espessuras das facetas cerâmicas foram aferidas, em 3 pontos, com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japão) com precisão de 0,01 mm para assegurar as dimensões da faceta cerâmica, podendo apresentar variação de até 0,05 mm nas espessuras.

Cimentação adesiva

As facetas cerâmicas foram condicionadas com ácido fluorídrico (HF) a 10% (Dentsply) por 20 segundos, lavagem com jato ar-água por 1 minuto, aplicação do ácido fosfórico 37% (Condac, FGM, Brasil) por 1 minuto. Nova lavagem por 1 minuto. Após, foi realizada a secagem com ar por 30 segundos, seguida da aplicação de silano Mono Bond Plus (Ivoclar Vivadent). O silano foi volatilizado com jato de ar por um minuto e, após esse período,

deixou-se a peça ao ar livre por 3 minutos para volatilização do silano.

Os dentes bovinos foram condicionados com ácido fosfórico 37% (Condac, FGM, Brasil) por 30 segundos, lavados por 60 segundos e secos. Ambas as superfícies dos dentes e facetas cerâmicas receberam uma camada de adesivo (Tetric N Bond, Ivoclar Vivadent), sem fotoativá-lo, até o cimento resinoso (Variolink II, Ivoclar Vivadent) ser aplicado na faceta cerâmica a ser cimentada em posição. As facetas cerâmicas foram submetidas à pressão digital por um único operador, seguida de eliminação dos excessos e polimerização inicial. A polimerização foi realizada por 60 segundos na superfície vestibular e 60 segundos na superfície palatal, com fotoativador LED Olsen (Olsen), com potência de 900 mW/cm². Todas as margens das facetas cerâmicas foram recobertas com gel (KY, Johnson & Johnson) e nova fotoativação foi realizada por 60s na face vestibular. As margens foram acabadas e polidas utilizando borrachas abrasivas de resinas compostas, 1 minuto para cada granulação (Astropol, Ivoclar Vivadent). Após, cada espécime foi armazenado em saliva artificial a 36°C, em estufa, por 48 horas antes dos testes mecânicos.

Teste Mecânico

Após os procedimentos adesivos, os espécimes foram acoplados em uma máquina universal de ensaios universal (Instron, modelo 4444). A carga foi aplicada sobre a superfície vestibular, perpendicular à superfície vestibular, a 2 mm do bordo incisal. (Figura 1). Uma ponta de aço inoxidável foi utilizada a uma velocidade de travessa de 1mm/min, conforme recomendado pela ISO (norma ISO/TS 11405/2003). A carga de fratura foi obtida em Newton (N).

Após os testes destrutivos, foi realizada a análise do padrão de fratura dos espécimes. A análise foi realizada de forma visual e

por fotografias. Ambas as formas foram realizadas pelo mesmo avaliador e utilizando um transiluminador (Microlux, Addent), para auxiliar a classificação das fraturas. As fotografias foram realizadas a 15 cm de distância, por uma máquina Nikon D60, com lente macro Nikon 105 mm, com foco 32 e velocidade do obturador em 1 segundo. As fraturas foram classificadas da seguinte forma: Tipo I – falha na adesão da faceta; Tipo II – falha na cerâmica sem fratura coronal; Tipo III - fratura coronal; Tipo IV – fratura passível de reintervenção acima da distância de 1mm da junção cimento-esmalte (JCE) e Tipo V – fratura catastrófica abaixo da distância de 1mm da junção cimento-esmalte (JCE). Classificação adaptada de Bergoli (2014)²⁸.



Figura 1 - Espécime de dente bovino restaurado com cerâmica, com o acessório para aplicação de carga, posicionado na máquina de ensaios universal.

A análise estatística foi realizada com o programa estatístico SPSS 12 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). ANOVA de um critério foi aplicada para verificar a distribuição normal dos dados. O teste de HSD de Tukey foi utilizado para determinar quais grupos eram diferentes entre si. O nível de significância foi fixado em $p < 0,05$.

RESULTADOS

Os grupos apresentaram distribuição normal, portanto as médias poderiam ser comparadas com uma Análise de Variância de um critério (*One way ANOVA*) ($\alpha=0,05$). O teste de comparações múltiplas HSD de Tukey foi utilizado para verificar se existe diferença entre as médias.

Os gráficos demonstram os valores de resistência à fratura dos grupos experimentais.

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	95% Intervalo de confiança para as médias		Mínimo	Máximo
					Menor	Maior		
					1	15		
2	15	294,54	24,771	6,39596	280,828	308,264	242,8	326,7
3	15	291,93	18,170	4,69148	281,875	302,000	246,0	316,8
4	15	290,07	28,352	7,32058	274,372	305,774	245,3	327,8
Total	60	293,44	26,093	3,36860	286,703	300,185	224,5	335,7

Tabela 2 - Resultados da Análise Estatística.

Tukey HSD		
Grupos	N	
G4 (controle)	15	290,0733
G3 (0,3mm)	15	291,9380
G2 (0,5mm)	15	294,5467
G1 (0,7mm)	15	297,2200
Significância		,883

Tabela 3 - Resultado da análise *post-hoc* pelo teste de HSD deTukey.

Após a análise estatística, foi possível verificar que não houve diferença estatística entre os grupos experimentais, G1 (0,7 mm); G2 (0,5 mm); G3 (0,3 mm) e G4 (Controle). A variável espessura da faceta cerâmica não influenciou nos valores de resistência à fratura neste estudo. A figura 2 ilustra os tipos de fratura encontrados no estudo. Na tabela 4 estão expostas as fraturas classificadas em cada grupo. Não houve diferença nos padrões de fratura encontrados entre os grupos experimentais.

Grupo/ Fratura	G1 (0,7mm)	G2 (0,5mm)	G3 (0,3mm)	G4 (Hígido)
Tipo I – falha na adesão da faceta				
Tipo II – falha na ceramic sem fratura coronal				
Tipo III - fratura coronal				1
Tipo IV – fratura passível de reintervenção acima da distância de 1mm da JCE	3	2	3	3
Tipo V – fratura catastrófica abaixo da distância de 1mm da JCE	12	13	12	11

Tabela 4 – Classificação das fraturas encontradas em cada grupo.

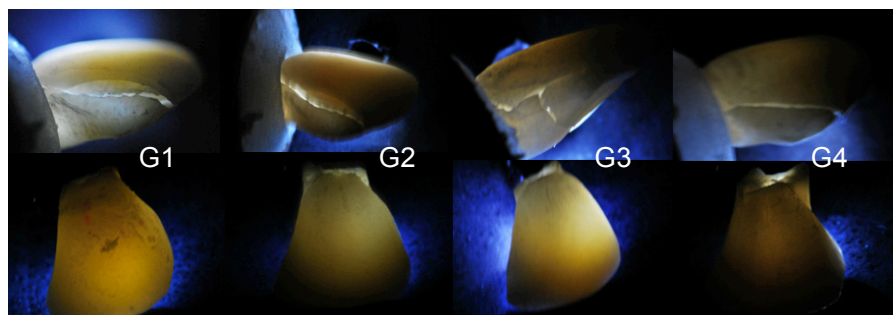


Figura 2 – Fotografias de transiluminação de fraturas catastróficas representativas dos grupos de teste. Na linha superior, vistas laterais (mesial ou distal) e na linha inferior, vistas vestibulares dos conjuntos dente-restauração. Foram encontradas 80% de fraturas além da coroa visível, ou seja, além de 1mm apical à junção cimento-esmalte.

DISCUSSÃO

Devido à grande popularidade do tratamento estético com as facetas cerâmicas, existe a necessidade de compreender melhor o comportamento clínico da faceta cerâmica em espessuras delgadas, para que se obtenham mais dados científicos para aperfeiçoar a técnica e melhor indicá-la.²⁹

Foi utilizada uma metodologia amplamente difundida na literatura científica para avaliar a resistência à fratura de estratégias restauradoras.³⁰⁻³⁵ Para tal, foi aplicada uma força por vestibular para avaliar os resultados em força (Newtons). Foi realizada a escolha pela incidência da força de vestibular para palatal, devido ao estudo de Koriath (1997)³⁶, onde foi aferido forças na parte anterior das maxilas de 24,5 a 28,4 N. Deste modo, não sendo possível atingir valores por incidência palatal da magnitude encontrada no presente estudo. Os resultados encontrados nestas metodologias variam conforme o dente humano ou bovino empregado.^{33-35,37} Como o presente estudo faz a união de facetas cerâmicas do tipo "lente de contato com dentes bovinos não foi possível discutir resultados numéricos, pois não existe estudo semelhante. E o que foi observado é que os valores correspondem ao valor de integridade estrutural do dente bovino utilizado para o estudo.

Os resultados de resistência à fratura demonstraram que não houve diferença estatística entre os grupos experimentais, ou seja, a variação da espessura das facetas cerâmicas não influenciou os valores dessa propriedade. Entretanto, Ge (2014)³⁸, observou que a espessura, tanto do esmalte como da faceta cerâmica, influenciaram os valores de resistência à fratura. Pode-se ressaltar que diferenças nas metodologias explicariam tais resultados, como os diferentes substratos (dentes bovinos x humanos), técnicas de cimentação distintas (manualmente x

dispositivo para cimentação), geometria do preparo (superfície vestibular sem preparo x superfície plana obtida com lixas de papel) e espessura estudada (porcelana e esmalte). Os valores numéricos não foram discutidos pela diferença metodológica acima explicada.

Outro aspecto importante é a análise das fraturas encontradas no estudo.³⁹ O presente estudo seguiu a classificação adotada por Bergoli *et al.* (2014).²⁸ Em ambos os estudos, o padrão de fratura catastrófica abaixo da simulação do ligamento periodontal foi o tipo de fratura predominante. Nesta pesquisa, foi de 80% de todos os tipos de fratura, já no estudo acima citado, foi de 62%. Deve-se enfatizar que no estudo de Bergoli (2014) foi realizado o preparo de 1 mm da superfície vestibular e, em nosso estudo, não foi realizado preparo. Podemos concluir que as espessuras estudadas não influenciaram no padrão de fratura e nos valores de resistência à fratura, como pode ser observado pelos valores de resistência à fratura do grupo controle (G4). Apesar de as incidências das forças serem opostas, no estudo citado de palatal para vestibular e no presente ao contrário, não houve alteração no padrão predominante de falha. O que leva a concluir que as facetas cerâmicas não interferiram no padrão de fratura, bem como a incidência da força.

Apesar de dentes bovinos serem aceitos na literatura como substitutos de dentes humanos, em pesquisas científicas, por sua semelhança ao esmalte humano⁴⁰, existem diferenças morfológicas e estruturais que devem ser consideradas na interpretação dos resultados³⁷. O presente estudo determinou a influência da espessura de facetas cerâmicas do tipo "lente de contato" após a cimentação das referidas peças. Como as facetas cerâmicas foram cimentadas no mesmo tipo de substrato (dentes bovinos recém-extraídos, com tamanho e forma semelhantes), não foi criado viés na pesquisa quanto a esse fator. A forte adesão ao esmalte humano faz com que as facetas cerâmicas possuam melhor prognóstico clínico^{3, 6, 11, 41}, o que norteou o desenho experimental do estudo.

Como não foi realizado qualquer preparo nos dentes bovinos para a confecção das facetas cerâmicas, não houve perda prévia na integridade dos dentes⁴². Ou seja, os dentes se mantiveram intactos, não influenciando nos resultados de resistência à fratura pela possível perda de estrutura dental (esmalte).

Para que haja um melhor prognóstico clínico, a cimentação adesiva das peças é fundamental neste processo^{43, 44}. É conhecido que a espessura da cerâmica, associada a uma camada mínima de cimento resinoso, é a configuração de melhor prognóstico para evitar falhas durante a vida clínica desta restauração⁴⁵. Um profissional especialista e bem treinado foi o único responsável pela cimentação das peças cerâmicas, fator que contribui para alcançar resultados com excelência clínica⁴⁶. Vale ressaltar a questão de padronização laboratorial e estudos clínicos, pois a cimentação não foi realizada com o auxílio de um aparato e, sim, manualmente. A metodologia aplicada no presente estudo buscou aproximar os tipos de pesquisa científica, laboratorial e clínica.

Pela mesma razão, as facetas cerâmicas foram confeccionadas utilizando toda a face vestibular do dente. Naturalmente, a distribuição de forças em uma superfície convexa é muito mais complexa do que uma forma plana. Estudos prévios demonstram que o aumento da espessura cerâmica eleva os valores de resistência à fratura^{38, 47}, fato que pode ser explicado pelas diferentes espessuras utilizadas nestes estudos. O desenho experimental aplicado neste artigo utiliza espessuras com pequena diferença (0,7 a 0,3 mm). Os fatores acima citados podem explicar a divergência de resultados encontrados. Pode-se também atribuir o fato de que a restauração que recobriu a face vestibular inteira (maior recobrimento) influenciou nos valores de resistência, ou seja, quanto maior a área do dente recoberta pela cerâmica, maior a necessidade de um material com resistência flexural superior²⁵.

Por fim, é conhecimento comum que a excelência estética e a satisfação por parte do paciente são reais e benéficas à prática

diária⁴⁸. Os procedimentos clínicos, como preparo do dente ou não, cimentação, acabamento e polimento são fatores chave para o sucesso das restaurações cerâmicas⁴⁹. Vale salientar que, é necessário o tratamento multidisciplinar e o correto planejamento do caso para que haja sucesso no tratamento proposto ao paciente. Existe hoje uma grande tendência à realização deste tipo de tratamento, que é tema deste estudo. Entretanto, existem possibilidades de tratamento ainda mais conservadoras, como o uso de compósitos resinosos⁵⁰. O clínico precisa estar ciente de todas as vantagens e desvantagens da técnica e saber empregá-la de forma adequada, para que realmente possa ser benéfica ao paciente¹⁵. Burke em 2009⁵¹ escreveu um artigo realizando o que ele chama de "teste da filha". Este teste é a pergunta que leva ao clínico se realmente ele indicaria a realização de facetas cerâmicas, com desgaste de estrutura dental ou não, em seus entes mais queridos. Se sua resposta for positiva, prosseguir com o tratamento.

Vale ressaltar que, o acompanhamento clínico e mais estudos, são imprescindíveis para auxiliar no entendimento do complexo dente/restauração, quando empregar facetas cerâmicas do tipo "lente de contato" sem desgaste de estrutura dental.

CONCLUSÃO

É possível concluir que as espessuras das facetas cerâmicas testadas (0,7 mm; 0,5 mm e 0,3 mm) não influenciaram na resistência à fratura das restaurações, bem como não influenciaram o padrão de fratura encontrado nos dentes bovinos restaurados.

REFERÊNCIAS

- [1] Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent* 1983;53:255-9.
- [2] Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin N Am* 1983;27:671-84.
- [3] Layton D, Walton T. An up to 16-year prospective study of 304 porcelain veneers. *Int J Prosthodont* 2007;20:389-96.
- [4] Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:9-17.
- [5] Burke FJT. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: a literature review. *J Esthet Restor Dent* 2012;24:257-65.
- [6] Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont* 2012;25:79-85.
- [7] Addison O, Marquis PM, Fleming GJP. The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. *Dent Mater* 2007;23:461-8.
- [8] Roulet JF, Soderholm KJ, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res* 1995;74:381-7.
- [9] Calamia JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int* 1985;16:5-12.
- [10] Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin N Am* 2007;51:399-417.
- [11] Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000;28:163-77.
- [12] Notarantonio A. Porcelain laminate veneers: restorative management. *Compend Contin Educ Dent* 2011;32:54-8.
- [13] Alencar MS, Araújo DF, Maenosono RM, Ishikiriama BL, Francischone CE, Ishikiriama SK. Reestablishment of esthetics with minimum thickness veneers: A one-year follow-up case report. *Quintessence Int* 2014;45:593-7.

- [14] Gresnigt M, Ozcan M, Kalk W. Esthetic rehabilitation of worn anterior teeth with thin porcelain laminate veneers. *Eur J Esthet Dent* 2011;6:298-313.
- [15] Magne P, Hanna J, Magne M. The case for moderate "guided prep" indirect porcelain veneers in the anterior dentition. The pendulum of porcelain veneer preparations: from almost no-prep to over-prep to no-prep. *Eur J Esthet Dent* 2013;8:376-88.
- [16] Cherukara GP, Seymour KG, Samarawickrama DY, Zou L. A study into the variations in the labial reduction of teeth prepared to receive porcelain veneers--a comparison of three clinical techniques. *Brit Dent J*. 2002;192:401-4.
- [17] Brunton PA, Richmond S, Wilson NH. Variations in the depth of preparations for porcelain laminate veneers. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1997;5:89-92.
- [18] Atsu SS, Aka PS, Kucukesmen HC, Kilicarslan MA, Atakan C. Age-related changes in tooth enamel as measured by electron microscopy: implications for porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent* 2005;94:336-41.
- [19] Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:503-9.
- [20] Christensen GJ. Thick or thin veneers? *J Am Dent Assoc* 2008;139:1541-3.
- [21] Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dent Clin N Am* 2011;55:353-70.
- [22] Schmitter M, Seydler B B. Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAD/CAM: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2012;107:71-4.
- [23] Kacker MD, Yarovesky U, Jadali L. Ultra-thin veneers: beautiful and natural. *Dent Today* 2011;30:102, 4-5.
- [24] Shuman I. Simplified restorative correction of the dentition using contact lens-thin porcelain veneers: a report of three cases. *Dent Today* 2006;25:88-92.
- [25] Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent* 2014; AHEAD OF PRINT.

- [26] Gurel G, Sesma N, Calamita MA, Coachman C, Morimoto S. Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2013;33:31-9.
- [27] Soderholm KJ, Mukherjee R, Longmate J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dental Res* 1996;75:1692-9.
- [28] Bergoli C, Meira J, Valandro L, Bottino M. Survival Rate, Load to Fracture, and Finite Element Analysis of Incisors and Canines Restored With Ceramic Veneers Having Varied Preparation Design. *Oper Dent* 2014; AHEAD OF PRINT.
- [29] Okida RC, Filho AJV, Barao VAR, Santos DMD, Goiato MC. The use of fragments of thin veneers as a restorative therapy for anterior teeth disharmony: A case report with 3 years of follow-up. *J Contemp Dent Pract* 2012;13:416-20.
- [30] Abdulkhayum A, Munjal S, Babaji P, Chaurasia VR, Munjal S, Lau H et al. In-vitro evaluation of fracture strength recovery of reattached anterior fractured tooth fragment using different re-attachment techniques. *J Clin Diagn Res* 2014;8:208-11.
- [31] Sharmin DD, Thomas E. Evaluation of the effect of storage medium on fragment reattachment. *Dent Traumatol* 2013;29:99-102.
- [32] Capp CI, Roda MI, Tamaki R, Castanho GM, Camargo MA, de Cara AA. Reattachment of rehydrated dental fragment using two techniques. *Dent Traumatol* 2009;25:95-9.
- [33] Bruschi-Alonso RC, Alonso RCB, Correr GM, Alves MC, Lewgoy HR, Sinhoreti MAC et al. Reattachment of anterior fractured teeth: effect of materials and techniques on impact strength. *Dent Traumatol* 2010;26:315-22.
- [34] Yilmaz Y, Guler C, Sahin H, Eyuboglu O. Evaluation of tooth-fragment reattachment: a clinical and laboratory study. *Dent Traumatol* 2010;26:308-14.
- [35] Stellini E, Stomaci D, Zuccon A, Bressan E, Ferro R, Petrone N et al. Tooth fragment reattachment through the use of a nanofilled composite resin. *Eur J Paediatr Dent* 2010;11:77-81.
- [36] Koriouth TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J Biomech* 1997;30:631-3.

- [37] Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 2011;53:273-82.
- [38] Ge C, Green CC, Sederstrom D, McLaren EA, White SN. Effect of porcelain and enamel thickness on porcelain veneer failure loads in vitro. *J Prosthet Dent* 2014; AHEAD OF PRINT.
- [39] Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1989;62:536-41.
- [40] Schmidlin PR, Zehnder M, Zimmermann MA, Zimmermann J, Roos M, Roulet JF. Sealing smooth enamel surfaces with a newly devised adhesive patch: a radiochemical in vitro analysis. *Dent Mater* 2005;21:545-50.
- [41] Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont* 2013;26:111-24.
- [42] Schmidt KK, Chiayabutr Y, Phillips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent* 2011;105:374-82.
- [43] Perillo L, Sorrentino R, Apicella D, Quaranta A, Gherlone E, Zarone F et al. Nonlinear visco-elastic finite element analysis of porcelain veneers: a submodelling approach to strain and stress distributions in adhesive and resin cement. *J Adhesive Dent* 2010;12:403-13.
- [44] Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc* 2011;142:20S-4S.
- [45] Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent* 1999;81:335-44.
- [46] Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J* 2008;53:145-50.
- [47] Lin T-M, Liu P-R, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan Y-H. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent* 2012;40:202-9.
- [48] Soares PV, Spini PHR, Spini PH, Carvalho VF, Souza PG, Gonzaga RCdQ et al. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic

veneers reinforced by lithium disilicate. *Quintessence Int* 2014;45:129-33.

[49] D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clin Oral Investig* 2012;16:1071-9.

[50] Baratieri LN, Araujo E, Monteiro S. Color in natural teeth and direct resin composite restorations: essential aspects. *Eur J Esthet Dent* 2007;2:172-86.

[51] Burke FJT, Kelleher MGD. The "daughter test" in elective esthetic dentistry. *J Esthet Restor Dent* 2009;21:143-6.

7 CONCLUSÕES GERAIS

É possível concluir que, quando a espessura for de 0,2 mm, ocorre o comprometimento dos valores de resistência flexural da cerâmica à base de dissilicato de lítio (Emax Press - Ivoclar Vivadent). Em relação à resistência à fratura, não houve diferença estatística nos grupos testados, independente da espessura da faceta cerâmica. O padrão de fratura encontrado não foi influenciado pela espessura da restauração. A repercussão clínica destes achados deve ser investigada em outras pesquisas clínicas e laboratoriais.

ANEXO I

ANÁLISE ESTATÍSTICA TESTE FLEXÃO

Os dados foram analisados usando o software SPSS 17.0 (SPSS, Chicago, Illinois).

Inicialmente, foi realizado o teste de Kolmogorov-Smirnov ($\alpha=0,05$) para verificar a distribuição normal dos grupos.

Uma amostra Kolmogorov-Smirnov Teste

	G1	G2	G3	G4	G5	G6
N	10	10	10	10	10	10
Parâmetros Média	243,6450	250,8980	311,7600	287,2500	293,3300	151,5000
normais Desvio Padrão	33,37117	28,26335	73,21158	73,76483	70,41110	40,89621
Diferenças Absoluta	,125	,167	,177	,188	,176	,185
mais Positiva	,095	,167	,177	,164	,176	,143
extremas Negativa	-,125	-,098	-,098	-,188	-,151	-,185
Kolmogorov-Smirnov Z	,394	,528	,559	,596	,555	,586
Asymp. Sig. (2-tailed)	,998	,943	,914	,869	,917	,882
Exact Sig. (2-tailed)	,992	,901	,862	,807	,867	,822
Point Probability	,000	,000	,000	,000	,000	,000

Resultado: Para todos os grupos, os valores da estatística de Kolmogorov-Smirnov (assinalados em amarelo) foram maiores do que 0,05. Portanto, não se rejeita a hipótese nula (H_0).

OBS: A hipótese nula do teste de Kolmogorov-Smirnov é sempre a de que os dados têm distribuição normal.

Os grupos têm distribuição normal e, portanto, as médias podem ser comparadas.

As médias dos grupos foram comparadas através de uma Análise de Variância ($\alpha=0,05$).

ANOVA

Entre Grupos	165772,494	5	33154,499	10,284	,000
Dentro dos Grupos	174094,757	54	3223,977		
Total	339867,251	59			

Como a significância foi menor que α ($p<0,05$), se aceita a hipótese nula de que há diferença entre os grupos. O teste de comparações múltiplas Tukey HSD foi utilizado como teste *post-hoc* para verificação de quais grupos possuíam diferença entre si.

Teste de Múltiplas comparações.

Mpa

Tukey HSD

(I) Grupo	(J) Grupo	Principal Diferença (I-J)	Desvio Padrão	Sig.	95% Confidence Interval	
					Menor Valor	Maior Valor
1	2	-7,25296	25,39282	1,000	-82,2755	67,7696
	3	-68,11500	25,39282	,096	-	6,9076
					143,1376	

	4	-43,60500	25,39282	,527	-	31,4176
					118,6276	
	5	-49,68500	25,39282	,380	-	25,3376
					124,7076	
	6	92,14500*	25,39282	,008	17,1224	167,1676
2	1	7,25296	25,39282	1,000	-67,7696	82,2755
	3	-60,86204	25,39282	,176	-	14,1605
					135,8846	
	4	-36,35204	25,39282	,708	-	38,6705
					111,3746	
	5	-42,43204	25,39282	,556	-	32,5905
					117,4546	
	6	99,39796*	25,39282	,003	24,3754	174,4205
3	1	68,11500	25,39282	,096	-6,9076	143,1376
	2	60,86204	25,39282	,176	-14,1605	135,8846
	4	24,51000	25,39282	,927	-50,5126	99,5326
	5	18,43000	25,39282	,978	-56,5926	93,4526
	6	160,26000*	25,39282	,000	85,2374	235,2826
4	1	43,60500	25,39282	,527	-31,4176	118,6276
	2	36,35204	25,39282	,708	-38,6705	111,3746
	3	-24,51000	25,39282	,927	-99,5326	50,5126
	5	-6,08000	25,39282	1,000	-81,1026	68,9426
	6	135,75000*	25,39282	,000	60,7274	210,7726
5	1	49,68500	25,39282	,380	-25,3376	124,7076
	2	42,43204	25,39282	,556	-32,5905	117,4546

	3	-18,43000	25,39282	,978	-93,4526	56,5926
	4	6,08000	25,39282	1,000	-68,9426	81,1026
	6	141,83000*	25,39282	,000	66,8074	216,8526
6	1	-92,14500*	25,39282	,008	-	-17,1224
					167,1676	
	2	-99,39796*	25,39282	,003	-	-24,3754
					174,4205	
	3	-160,26000*	25,39282	,000	-	-85,2374
					235,2826	
	4	-135,75000*	25,39282	,000	-	-60,7274
					210,7726	
	5	-141,83000*	25,39282	,000	-	-66,8074
					216,8526	

*. A diferença média é significativa ao nível de 0,05.

Resumindo o teste:

Grupo	Média
G1	243,6450 ± 33,3 ^A
G2	250,8980 ± 28,26 ^A
G3	311,7600 ± 73,21 ^A
G4	287,2500 ± 73,76 ^A
G5	293,3300 ± 70,41 ^A
G6	151,5000 ± 40,89 ^B

Mpa

Tukey HSD^a

Grupo	N	$\alpha = 0.05$	
		1	2
6	10	151,5000	
1	10		243,6450
2	10		250,8980
4	10		287,2500
5	10		293,3300
3	10		311,7600
Sig.		1,000	,096

O teste de Tukey HSD mostrou que não houve diferenças entre os grupos 1, 2, 3, 4 e 5. Entretanto, a média do grupo 6 foi significativamente diferente dos demais grupos.

ANEXO II

Análise Estatística dos Resultados de Resistência à Fratura.

Descritivos

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	95% Intervalo de confiança para médias		Mínimo	Máximo
					Menor	Maior		
1,00	1	297,220	33,0223	8,5263	278,932	315,507	224,5	335,70
	5	0	3	3	8	2	0	
2,00	1	294,546	24,7714	6,3959	280,828	308,264	242,8	326,70
	5	7	7	6	7	6	0	
3,00	1	291,938	18,1700	4,6914	281,875	302,000	246,7	316,80
	5	0	3	8	8	2	0	
4,00	1	290,073	28,3524	7,3205	274,372	305,774	245,3	327,80
	5	3	9	8	2	4	0	
Total	6	293,444	26,0931	3,3686	286,703	300,185	224,5	335,70
	0	5	0	0	9	1	0	

ANOVA um fator

	Soma dos Quadrados	DF	Significância dos Quadrados	F	Sig.
Entre os Grupos	436,552	3	145,517	,205	,892
Dentro dos Grupos	39733,590	56	709,528		
Total	40170,142	59			

Testes Post Hoc

Teste de Múltiplas Comparações

Tukey HSD

(I)	(J)	Diferença da média (I-J)	Erro Padrão	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Menor	Maior
VAR00001	VAR00001					
	2,00	2,67333	9,72645	,993	-23,0812	28,4279
1,00	3,00	5,28200	9,72645	,948	-20,4725	31,0365
	4,00	7,14667	9,72645	,883	-18,6079	32,9012

	1,00	-2,67333	9,72645	,993	-	23,0812
					28,4279	
2,00	3,00	2,60867	9,72645	,993	-	28,3632
					23,1459	
	4,00	4,47333	9,72645	,967	-	30,2279
					21,2812	
	1,00	-5,28200	9,72645	,948	-	20,4725
					31,0365	
3,00	2,00	-2,60867	9,72645	,993	-	23,1459
					28,3632	
	4,00	1,86467	9,72645	,997	-	27,6192
					23,8899	
	1,00	-7,14667	9,72645	,883	-	18,6079
					32,9012	
4,00	2,00	-4,47333	9,72645	,967	-	21,2812
					30,2279	
	3,00	-1,86467	9,72645	,997	-	23,8899
					27,6192	

Tukey HSD

VAR00001	N	Subset for alpha = 0.05
		1
4,00	15	290,0733
3,00	15	291,9380
2,00	15	294,5467
1,00	15	297,2200
Sig.		,883