

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Cristiano Taufer

**RESISTÊNCIA À FRATURA POR
LASCAMENTO DE CERÂMICAS
MONOLÍTICAS**

Passo Fundo

2017

Cristiano Taufer

**RESISTÊNCIA À FRATURA POR
LASCAMENTO DE CERÂMICAS
MONOLÍTICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Álvaro Della Bona.

Passo Fundo

2017

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:
Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

*Nesse momento quero agradecer primeiramente a **Deus** por me proporcionar essa oportunidade de estar concluindo um curso de pós-graduação a nível de mestrado. Por estar ao meu lado nos momentos de alegrias e tristezas dando-me força e perseverança para realizar meus objetivos. Com certeza sem **Ele** nada disso seria possível!*

*Aos meus Familiares, **Osmar; Tere; Mateus; Ladia**. Vocês são os grandes responsáveis por eu estar subindo mais um degrau nesta escada da vida. Obrigado pelo apoio, pelo amor, pelo carinho recebido ao longo dessa jornada. Vocês são pessoas em que eu me espelho e que sigo como exemplo. Amo vocês!*

Costumo dizer que ao longo da vida construímos famílias por lugares onde passamos. Aqui não foi diferente, pois construí uma grande família de amigos que são essenciais para minha vida. Por isso, não poderia deixar de agradecer a eles que de uma forma e de outra ajudaram-me nesta caminhada, em especial:

*Ao meu orientador, **Dr. Álvaro Della Bona**, pela excelente e excepcional orientação. Professor de extremo conhecimento teórico/científico e com grande coração. Nestes dois anos de convivência não apenas me passou conhecimento, mas foi exemplo de pesquisador, professor, orientador, um exemplo de pai!*

À minha grande amiga, irmã, **Suzane Boa Nova Brandeburski**. Com certeza esse trabalho tem um pouco de você. Obrigado por sempre estar me apoiando. Obrigado pela sua disposição, empenho e dedicação. Deus foi maravilhoso quando colocou amigos, como você, em meu caminho.

Ao meu amigo, **Ronaldo Tomiozzo**. Obrigado pela ajuda, pelo companheirismo e pela sua dedicação nesse trabalho.

Aos meus grandes amigos, **Oscar Pecho e Rodrigo Alessandretti**. Obrigado pelos ensinamentos, paciência e companheirismo.

À minha amiga, **Júlia Facenda**. Agradeço pela sua amizade, confiança e pela caminhada que realizamos juntos até aqui.

À professora **Dra. Paula Benetti**. Obrigado pelo seu auxílio na análise estatística.

Aos amigos da “Turma do almoço” (**Júlia Facenda, Rodrigo Alessandreti, Oscar Pecho, Fabiana Pimentel, Rodrigo Ottoni, Suzane Boa Nova Brandeburski, Kátia Weber**). Vocês são pessoas essenciais que me ajudaram a crescer. Obrigado pelos momentos que passamos, pelo café após o almoço, pelo “bate-papo”, pela troca de experiências. Obrigado pela amizade!

Em especial, também, à secretária **Fabiana Pimentel**. Agradeço por ter a oportunidade de conviver e aprender com você! Obrigado pelo apoio nos momentos difíceis, pelas palavras sábias que só você tem, pela sua alegria e empenho em ajudar a quem precisa. Que você continue sendo essa pessoa maravilhosa que és!

À minha **turma de mestrado 2015**. Nesses anos de convivência aprendi muito com vocês. Obrigado pelos momentos de alegrias e de troca de conhecimentos que passamos juntos.

À coordenadora do programa de pós-graduação em odontologia, **Dra. Márcia Borba**. Obrigado pelo apoio, conhecimento, amizade e atenção nesses dois anos.

À **faculdade de odontologia da UPF**, juntamente com os professores da graduação e pós-graduação.

À **faculdade de engenharia da UPF** pela colaboração para a realização desse trabalho, em especial ao **Charles, André e Derli**.

Ao funcionário do curso de odontologia da UPF, **Carlos Alberto Ferreira**. Obrigado pela sua disposição em sempre ajudar.

À agência de fomento **Capes e UPF** por me proporcionar uma bolsa de estudos.

Ao laboratório **Coral** de prótese odontológica pelo auxílio prestado, em especial ao **Brito**.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	xiii
LISTA DE FIGURAS.....	xv
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xvii
1. INTRODUÇÃO.....	25
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	27
2.1 Complicações Mecânicas das Cerâmicas.....	30
2.2 Zircônia Tetragonal Parcialmente Estabilizada com Ítria (Y-TZP)	33
2.3 Vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio.....	43
2.4 Teste Edge Chipping.....	47
3. PROPOSIÇÃO.....	53
3.1 Objetivo Geral:.....	53
3.2 Objetivos Específicos:.....	53
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	55
4.1 Local de realização da pesquisa.....	55
4.2 Delineamento.....	55
4.3 Materiais.....	55
4.4 Métodos.....	57
4.4.1 Fabricação dos corpos de prova (CP).....	57
4.4.2 Cimentação em G10.....	59
4.4.3 Teste <i>Edge Chipping</i>	62
5. RESULTADOS.....	67

6. DISCUSSÃO.....	75
7. CONCLUSÕES.....	83
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	85
REFERÊNCIAS.....	87
ARTIGO A SER SUBMETIDO AO <i>DENTAL MATERIALS</i>	99
ANEXOS	123

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Materiais utilizados nesse estudo	56
Tabela 2: Ciclo de sinterização do IPS e.max CAD (GC)	59
Tabela 3: Ciclo de sinterização da Zenostar Zr Translucent (YZ)	59
Tabela 4: Valores médios e desvio padrão da R_{cA} seguidos dos grupamentos estatísticos e valores do módulo de Weibull (m) com intervalos de confiança de 95% (95%CI) seguidos de grupamentos estatísticos, para o material YZ-NC e YZ-C, em diferentes distâncias da borda (d).	68
Tabela 5: Valores médios e desvio padrão da R_{cA} seguidos dos grupamentos estatísticos e valores do módulo de Weibull (m) com intervalos de confiança de 95% (95%CI) seguidos de grupamentos estatísticos, para o material GC-NC e GC-C, em diferentes distâncias da borda (d).	71

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Blocos de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD® - Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) na cor azulada típica da pré-sinterização.	29
Figura 2: Blocos em forma de disco de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria (Zenostar Zr Translucent®, Wieland Dental, Ivoclar Vivadent, Alemanha).	30
Figura 3: Fluxograma 1 mostrando o desenho experimental global do estudo.	57
Figura 4: CP com 2 mm de espessura após polimento, ao lado de um bloco do mesmo material (GC).	58
Figura 5: Desenho esquemático das estruturas cerâmicas com 2 mm de espessura cimentadas ao G10 ou apenas posicionadas e presas a máquina de ensaios.	61
Figura 6: Desenho esquemático das estruturas cerâmicas com 5 mm de espessura cimentadas ao G10 ou apenas posicionadas e presas a máquina de ensaios.	61
Figura 7: Dispositivo para ensaio de “Edge Chipping.”	63
Figura 8: Fixação do CP por uma placa de acrílico de 4mm.	63
Figura 9: (A) marcação do ponto zero; (B) medida do ponto zero até a borda do CP de GC-NC. Nesse caso é $d=0,902$ mm.	64
Figura 10: (A) lascamento; (B) medição da origem do lascamento até a borda do CP de YZ-NC. Nesse caso $d=0,115$ mm.	64
Figura 11: Lascamento a 0,6 mm da borda envolvendo a base do CP de YZ-NC com 2 mm de espessura. Esse resultado constante inviabilizou o uso dessa espessura de CP e motivou o aumento de espessura dos CP para 5 mm.	65
Figura 12: Fluxograma 2 mostrando o desenho experimental detalhado para cada espessura (2 mm e 5 mm) de CP.	65
Figura 13: Imagem de perfil dos lascamentos produzidos a 0,3 mm da borda (A) e a 0,2 mm da borda (B) em CP de YZ-NC com espessura de 2 mm.	66

Figura 14: Valores médios de Força (em N) para produzir lascamentos em determinadas distâncias da borda (em mm). Os valores de R também são reportados nessa figura.	67
Figura 15: Representação gráfica da distribuição de Weibull apresentada na Tabela 4 para o material YZ.	70
Figura 16: Representação gráfica da distribuição de Weibull apresentada na Tabela 5 para o material GC.	73
Figura 17: Imagem de perfil dos lascamentos produzidos a 0,6 mm da borda (A) e a 0,5 mm da borda (B) em CP de YZ-NC com espessura de 5 mm.	77

LISTA DE ABREVIATURAS

%	por cento
µm	micrômetro
C	cimentado
CAD CAM	<i>Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing</i> – Desenho e manufatura auxiliados por computador)
CET	coeficiente de expansão térmico
CP	corpo-de-prova
d	distância
E	módulo de elasticidade
<i>et al.</i>	e colaboradores
EUA	Estados Unidos da América
F	força
FOUPF	Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo
FEAR UPF	Faculdade de Engenharia e Arquitetura da Universidade de Passo Fundo
g	grama
GC	glass ceramic (cerâmica vítrea) a base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD)
GPa	gigapascal

K	fator de intensidade de tensão ou tenacidade de fratura
Kg/F	quilograma/força
Kg	quilograma
K _{1c}	tenacidade de fratura em modo I (falha por tração)
LTD	<i>Low temperature degradation</i> - degradação em baixas temperaturas
<i>m</i>	módulo de Weibull
M	fase monoclinica
MEV	microscopia eletrônica de varredura
min	minuto
mm	milímetro
mm/min	milímetro/minuto
mm ²	milímetro quadrado
MPa	megapascal
MPa/m ^{1/2}	megapascal/raiz quadrada de metro
N	Newton
n	número amostral
NC	não cimentado
N/mm	Newton/milímetro
NEMA G10	Resina epóxica reforçada por fibras de vidro
°C	graus Celsius
pH	potencial hidrogeniônico
PICN	<i>Polymer-infiltrated ceramic-network</i> – cerâmica infiltrada por polímero
PPF	ponte parcial fixa
R _{ea}	<i>edge chip resistance</i> - resistência ao lascamento da borda

s	segundo
SCG	<i>Slow crack growth</i> - crescimento subcrítico de trincas
$S_{E(0,5)}$	<i>edge strength</i> – resistência da aresta a uma distância de 0,5 milímetros da borda
T	fase tetragonal
Te	<i>edge toughness</i> - tenacidade de fratura da borda
UPF	Universidade de Passo Fundo
USPHS	<i>United States Public Health Service</i> - Serviços de saúde pública dos Estados Unidos
vol%	volume por cento
Y-TZP	<i>Ytria tetragonal zirconia polycrystals</i> - cerâmica policristalina a base de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com óxido de ítrio
YZ	Y-TZP - Zenostar Zr Translucent
σ_0	resistência característica

Colocar o 1 sobrescrito e colocar no rodapé (nota)

RESISTÊNCIA À FRATURA POR LASCAMENTO DE CERÂMICAS MONOLÍTICAS

Cristiano Tauffer

RESUMO

Este estudo estimou a resistência à fratura por lascamento (R_{eA}) de duas cerâmicas (GC- IPS e.max CAD e YZ- Zenostar Zr Translucent) indicadas para restaurações monolíticas utilizando o teste *edge chipping*, avaliando (1) se a distância da borda (d) influencia na força para produzir o lascamento (F) e na R_{eA} e (2) se a cimentação em material análogo da dentina (G10) influencia a R_{eA} . Foram fabricados corpos de prova (CP) em forma de barras com 2 e 5 mm de espessura das cerâmicas GC e YZ. Metade dos CP foram cimentados (C) em G10 e os restantes foram apenas fixado na máquina de ensaio universal (NC). Lascamentos ($n=25$) em determinadas d (0,1 - 0,6 mm) foram produzidos nos CP (YZ-C; YZ-NC; GC-C e GC-NC) usando penetrador Vickers conectado a máquina de ensaio com velocidade de 1 mm/min. F e d foram registradas e R_{eA} (F/d) foi calculada. Os resultados foram avaliados estatisticamente usando distribuição de Weibull, correlação de Pearson, *Student t*, ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$). Forte correlação positiva foi encontrada entre F e d para todos os grupos ($R \geq 0,98$). Os valores de R_{eA} mostraram uma tendência de aumento conforme o aumento de d , especialmente para cerâmicas NC. Entretanto, essa tendência não se confirma para cerâmicas C. A R_{eA} depende do material/condição avaliado.

Palavras-chave: Materiais Dentários; Cimentação; Fratura

1 Aluno de Pós-Graduação do PPGOdonto-UPF.

ABSTRACT¹

This study estimated the chipping resistance (R_{eA}) of two ceramics (GC-IPS e.max CAD and YZ- Zenostar Zr Translucent) using the edge chipping test, evaluating (1) if the edge distance (d) influences on the load to produce the chipping (F) and on R_{eA} and (2) if the adhesion to a dentine analogue substrate (G10) influences on R_{eA} . Bar-shaped specimens of 2 mm and 5mm in thickness were fabricated from GC and YZ. Specimens were adhesively cemented (C) to G10 or just fixed to the universal testing machine (NC). Chippings (n=25) were produced from preset d (0.1 mm – 0.6 mm) in all specimens (YZ-C; YZ-NC; GC-C and GC-NC) using a Vickers indenter connected to a universal testing machine with crosshead speed of 1 mm/min. F and d were recorded and R_{eA} (F/d) was calculated. The data were statistically analyzed using Weibull distribution, Pearson correlation, Student t, ANOVA and Turkey ($\alpha =0.05$). A strong positive correlation was found between F and d for all groups ($R \geq 0.98$). The R_{eA} values showed a tendency to increased as the d increases, especially for NC ceramics. Such trend was confirmed for the C ceramics. R_{eA} depends on the material/condition evaluated.

Key words: Dental materials. Ceramics. Chipping resistance. Fracture.

¹Chipping resistance of monolithic ceramics

1. INTRODUÇÃO

Na odontologia restauradora indireta, os sistemas cerâmicos são uma alternativa às estruturas metálicas, produzindo próteses com características superiores de biocompatibilidade e estética. Na maioria dos casos, principalmente em restaurações anteriores, o comportamento desses sistemas é satisfatório. Porém, a crescente valorização do sorriso e a expansão do uso de cerâmicas têm exigido materiais de maior resistência e estética (Bonfante *et al.*, 2009).

Os sistemas cerâmicos em multicamadas são muito utilizados, pois aliam uma infraestrutura resistente com uma cobertura cerâmica estética (Della Bona, 2009). No entanto, sistemas de fabricação que produzem esse tipo de restauração apresentam alguns inconvenientes inerentes à técnica (Swain, 2009; Guazzato *et al.*, 2010; Benetti *et al.*, 2013; Corazza *et al.*, 2013; Benetti *et al.*, 2014; Corazza *et al.*, 2015) que tornam esses sistemas suscetíveis a falhas, principalmente, do tipo lascamento (*chipping*) da cerâmica de cobertura (Pjetursson *et al.*, 2015; Sailer *et al.*, 2015).

Uma forma de reduzir o problema de fratura por lascamento é fabricar restaurações de cerâmica monolítica. Esse tipo de restauração está em crescimento, apoiado na promessa de melhoria do desempenho clínico, por meio de um refinamento da composição e microestrutura dos

sistemas cerâmicos para produzir restaurações mais resistentes sem comprometer a estética (Zhang *et al.*, 2013).

Todavia, estudos que avaliam a resistência à fratura por lascamento de restaurações cerâmicas monolíticas são escassos e utilizam corpos de prova (CP) não cimentados à estrutura dental ou análoga (Gogotsi *et al.*, 2007; Ereifej *et al.*, 2009; Gogotsi e Mudrik, 2009; Quinn *et al.*, 2010; Schmitter *et al.*, 2012; Quinn *et al.*, 2013; Quinn *et al.*, 2014b; Quinn *et al.*, 2014a; Quinn, 2015). Além disso, restaurações em zircônia monolítica foram introduzidas no mercado sem avaliação apropriada. Por isso, é de grande relevância avaliar a resistência à fratura por lascamento de estruturas em cerâmica monolítica cimentadas adesivamente.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Com a valorização estética do sorriso, as cerâmicas ganharam mais popularidade na odontologia devido, principalmente, as excelentes características de biocompatibilidade, estabilidade de cor e resistência ao desgaste (Della Bona, 2009).

Nas últimas décadas, a cerâmica à base de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) tem alcançado grande popularidade na odontologia devido aos altos valores de resistência à fratura (900-1200 MPa) e de tenacidade à fratura (5,5-7,4 MPa.m^{1/2}), propriedades associadas ao mecanismo inerente de tenacidade por transformação de fase (*transformation toughness*) (Christel *et al.*, 1989; Filser *et al.*, 2001; Tinschert *et al.*, 2001; Luthardt *et al.*, 2002; Guazzato *et al.*, 2004; Tinschert *et al.*, 2007; Øilo *et al.*, 2008; Della Bona, 2009; Joshi *et al.*, 2013; Basso *et al.*, 2015). As restaurações à base de Y-TZP são produzidas utilizando o sistema CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* – Desenho e manufatura auxiliados por computador) e podem ser utilizadas como material de infraestrutura ou como restauração monolítica (Strub *et al.*, 2006; Chang *et al.*, 2015).

Quando a Y-TZP é utilizada como infraestrutura de restaurações totalmente cerâmicas, a alta resistência mecânica e tenacidade desse material dificultam a fratura catastrófica, mas não impedem fraturas por

lascamento (*chipping*) da porcelana de cobertura, sendo esse o modo mais comum de falha do sistema (Rosentritt *et al.*, 2009; Schmitter *et al.*, 2012; Pjetursson *et al.*, 2015; Sailer *et al.*, 2015). Muitas são as possíveis causas para esse tipo de falha, destacando-se: a falta de resistência da porcelana (baixa tenacidade à fratura) (Quinn *et al.*, 2010; Corazza *et al.*, 2015); a espessura inadequada da porcelana (Guazzato *et al.*, 2010); a incompatibilidade ou diferença de expansão térmica dos materiais (Swain, 2009; Benetti *et al.*, 2010); o insuficiente suporte da porcelana pela infraestrutura ou seu desenho inadequado (Rosentritt *et al.*, 2009; Bonfante *et al.*, 2010; Corazza *et al.*, 2013); além da taxa de resfriamento inadequada (Guazzato *et al.*, 2010; Benetti *et al.*, 2013; Benetti *et al.*, 2014).

Uma das maneiras para diminuir esse problema é substituir a restauração de duas camadas por uma de cerâmica monolítica. Porém, a qualidade microestrutural, que confere boas propriedades mecânicas, não oferece boa estética. Assim, algumas abordagens estão crescendo com a promessa de melhoria do desempenho clínico, refinando as composições e microestruturas para produzir uma cerâmica mais resistente sem comprometer a estética. A vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (exemplo: IPS e.max CAD® - Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) enquadra-se nessa categoria (Figura 1). Esse material tem cristais incorporados dentro de uma matriz de vidro dificultando a propagação de trincas, tendo um bom desempenho em próteses unitárias (Etman e Woolford, 2010; Gehrt *et al.*, 2013). No entanto, é menos resistente que a zircônia, sendo menos adequadas para aplicações onde concentrações de tensões podem ser elevadas, por exemplo, pontes parciais fixas (PPF) em dentes posteriores (Makarouna *et al.*, 2011).

Uma abordagem alternativa tem sido o desenvolvimento de restaurações cerâmicas à base de zircônia monolítica, tentando associar propriedades de resistência e estética aceitável, manipulando componentes aditivos e tratamentos térmicos para produzir certa translucidez. A cerâmica Zenostar Zr Translucent® (Wieland Dental, Rosbach vor der Höhe, Alemanha) é uma cerâmica de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria que pode combinar excelente resistência à flexão com a estética de cores similares aos dentes naturais (Figura 2). Esse material é especialmente apropriado para fazer restaurações monolíticas, mas também pode ser usado como um material para infraestrutura. Porém, embora continue sendo altamente resistente à fratura, essas cerâmicas à base de zircônia ainda não apresentam a estética das vitrocerâmicas.



Figura 1: Blocos de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD® - Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) na cor azulada típica da pré-sinterização.



Figura 2: Blocos em forma de disco de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria (Zenostar Zr Translucent®, Wieland Dental, Ivoclar Vivadent, Alemanha).

2.1 Complicações Mecânicas das Cerâmicas

As cerâmicas são consideradas materiais frágeis, ou seja, apresentam pouca ou nenhuma deformação plástica. Elas são sensíveis à concentração de tensões (estresses) ao redor de defeitos pré-existentes. Esse campo de tensões ao redor da ponta da trinca (defeito crítico) pode ser descrito pelo fator de intensidade de tensão (K) que, no caso das cerâmicas, é controlado pelo modo I de fratura ou modo de tração (K_I). A trinca irá se propagar de forma instável quando a intensidade de tensão na ponta da trinca alcançar uma condição crítica (Della Bona, 2009).

Defeitos sempre são encontrados na estrutura cerâmica e estão normalmente ligados ao processamento e processo de usinagem tais como: poros, inclusões e aglomerados de partículas. Ocorrem, também, defeitos de superfície decorrentes do processo de fabricação, usinagem, e abrasão e corrosão durante o serviço. Usualmente, a falha da cerâmica se origina do defeito mais severo e/ou de localização mais crítica. Portanto,

a resistência à fratura dos materiais cerâmicos é limitada pelos defeitos pré-existentes associados a um baixo valor de tenacidade à fratura (Ritter, 1995; Quinn, 2007; Della Bona, 2009).

As cerâmicas são suscetíveis ao fenômeno de crescimento subcrítico de trincas (*SCG*) que é caracterizado por um processo de corrosão sob tensão envolvendo um crescimento estável das trincas (defeitos) pré-existentes até um tamanho crítico que origina a fratura (Michalske e Freiman, 1983). O *SCG* resulta na formação de tensões na ponta da trinca com a presença de água ou fluidos. Assim, o ambiente oral influencia nesse processo, pois apresenta tensão (estresse) mastigatória, umidade e variações de temperatura e pH (Morena *et al.*, 1986; Pinto *et al.*, 2008; Borba *et al.*, 2013; Borba *et al.*, 2016). Portanto, sobre carga, a trinca pode propagar-se de um defeito e crescer lentamente em um estágio inicial, com posterior aceleração da velocidade de propagação até atingir um tamanho crítico, culminando na falha (Chevalier *et al.*, 1995).

Muitos fatores podem estar associados à formação e propagação de trincas em restaurações cerâmicas, dentre eles: I. forma da restauração; II. tamanho e distribuição das falhas existentes; III. microestrutura; IV. tensões desenvolvidas pelo polimento ou processamento térmico; V. condições do ambiente oral; VI. espessura e variação de espessura da restauração (Thompson *et al.*, 1994; Rosentritt *et al.*, 2009; Swain, 2009; Benetti *et al.*, 2010; Bonfante *et al.*, 2010; Guazzato *et al.*, 2010; Quinn *et al.*, 2010; Borba *et al.*, 2011; Benetti *et al.*, 2013; Corazza *et al.*, 2013; Joshi *et al.*, 2014).

Existem, basicamente, dois modos de falhas nos materiais cerâmicos que podem levar a fratura do material: trinca do tipo cone

(*cone crack*) e trinca tipo radial (*radial crack*). A trinca tipo cone tem origem na superfície onde é aplicada a carga e é um modo de falha menos frequente na clínica. A trinca tipo radial pode se originar na sub-superfície, na superfície de cimentação das infraestruturas cerâmicas ou na interface entre as cerâmicas de cobertura e a de infraestrutura (Lawn *et al.*, 2002). Essa trinca é considerada a mais crítica porque leva à fratura catastrófica da restauração. Quando se origina da superfície de cimentação da cerâmica, essa pode se propagar através da restauração resultando na fratura completa da mesma. Já quando a trinca radial origina-se da interface porcelana de recobrimento\infraestrutura cerâmica, esta pode propagar-se através da porcelana levando ao lascamento ou delaminação (Kelly, 1999; Lawn *et al.*, 2002).

Quando a resistência de materiais cerâmicos é avaliada, uma grande variabilidade nos resultados são encontrados. Ao se testar muitas amostras de cerâmicas os dados podem apresentar um grande espalhamento em razão das variações na distribuição do tamanho e localização dos defeitos como também a suscetibilidade da cerâmica ao SCG. Essa variabilidade pode ser analisada através da distribuição de Weibull. Essa análise trata-se de uma distribuição estatística que modela melhor a dispersão de resistência dos materiais frágeis, como as cerâmicas (Askeland e Phulé, 2008) e relaciona a probabilidade de falha por dois parâmetros: o módulo de Weibull (m) e a resistência característica (σ_0). A σ_0 representa o valor no qual a probabilidade de falha é de 63,21%. O m está relacionado com a distribuição ou dispersão dos dados. Valores maiores de m indicam menor variação dos valores de resistência, ou seja, uma distribuição mais homogênea de valores assegurando um menor erro na estimativa de resistência e maior

confiabilidade estrutural. Tipicamente, as cerâmicas odontológicas apresentam valores de m na faixa de 5 a 15 (Della Bona *et al.*, 2003; Thompson, 2004; Della Bona, 2009; Quinn e Quinn, 2010).

Muitas vezes, os ensaios *in vitro* com restaurações protéticas como CP não simulam de maneira adequada as tensões que essas restaurações estão sujeitas no meio oral e nem os modos de fratura. Nesse contexto, alguns estudos (Clelland *et al.*, 2006; Wang *et al.*, 2007; Kelly *et al.*, 2010) avaliaram um material análogo da dentina (resina com fibras de vidro ou algodão; NEMA G10) com módulo de elasticidade de 13,8 MPa e constataram que o comportamento de deformação e a resistência de união ao cimento resinoso foram semelhantes aos resultados obtidos pela dentina hidratada, concluindo que esse material pode ser utilizado como um substituto da dentina e que os métodos de ensaio desenvolvidos e os materiais avaliados foram válidos para simular muitos aspectos do fracasso clínico.

2.2 Zircônia Tetragonal Parcialmente Estabilizada com Ítria (Y-TZP)

A cerâmica Y-TZP teve inicialmente a sua aplicação para uso biomédico na ortopedia, principalmente para a artroplastia total do quadril e obteve sucesso devido as excelentes propriedades mecânicas e biocompatibilidade (Christel *et al.*, 1989). Em 1990, a Y-TZP começou a ser usada na odontologia para a confecção de pinos pré-fabricados, implantes e como material de infraestrutura alternativo ao metal das restaurações metalocerâmicas (Raigrodski, 2004). Atualmente, esse material é indicado para a construção de restaurações e infraestruturas de

coroas e próteses parciais fixas (PPFs) em qualquer região da cavidade oral (Pjetursson *et al.*, 2015; Sailer *et al.*, 2015).

O uso da Y-TZP em restaurações só foi possível a partir da técnica de CAD-CAM que usina blocos parcialmente e densamente sinterizados dessa cerâmica (Sjölin *et al.*, 1999; Filser *et al.*, 2001). O sistema CAD-CAM fundamenta-se em três etapas: a digitalização do preparo dentário, o processamento dos dados da estrutura no computador e a usinagem dos blocos pré-fabricados. Essa técnica tem vantagens que incluem: capacidade de fornecer uma restauração definitiva no mesmo dia do preparo do dente; a diminuição de porosidades e imperfeições resultantes de outros métodos de fabricação; e a compensação de redução volumétrica da cerâmica (Tinschert *et al.*, 2000; Miyazaki *et al.*, 2009; Van Noort, 2012).

A zircônia, diferente das demais cerâmicas odontológicas, possui um mecanismo de aumento da tenacidade por transformação de fase podendo assumir três formas cristalográficas dependendo da temperatura e pressão. A estrutura é monoclinica desde a temperatura ambiente até 1170°C, tetragonal entre 1170°C e 2370°C e cúbica acima de 2370°C até o ponto de fusão. A zircônia em forma tetragonal apresenta melhores propriedades mecânicas entre as três formas (Della Bona, 2009; Chevalier *et al.*, 2009).

Assim, a zircônia é mantida em sua forma tetragonal com a adição de óxidos estabilizantes, sendo o óxido de ítrio a 3mol% o mais comumente utilizado (Hannink *et al.*, 2000; Chevalier *et al.*, 2009). Na presença de tensões (impacto, desgaste e polimento), a restauração em zircônia pode sofrer uma desestabilização das partículas organizadas na forma tetragonal (T) para monoclinica (M). Essa transformação T-M é

acompanhada por um aumento de volume (3-5%) do material, que provoca estresse de compressão ao redor da ponta da trinca, dificultando sua propagação e aumentando a tenacidade do material (Heuer *et al.*, 1982). Com essa característica, a Y-TZP atinge resistência à flexão entre 900 e 1200 MPa e valores de tenacidade à fratura entre 4,4 e 9,4 MPa/m^{1/2}, com dureza ao redor de 12 GPa e módulo de elasticidade entre 220 e 240 GPa (Christel *et al.*, 1989; Cottom e Mayo, 1996; Filser *et al.*, 2001; Tinschert *et al.*, 2001; Luthardt *et al.*, 2002; Guazzato *et al.*, 2004; Tinschert *et al.*, 2007; Øilo *et al.*, 2008). Essas propriedades permitem que esse tipo de cerâmica seja uma alternativa muito interessante para restaurações indiretas (Denry e Kelly, 2014).

Entretanto, as cerâmicas a base de zircônia podem apresentar problemas de instabilidade estrutural a médio e longo prazo em presença de água e baixas temperaturas (*low temperature degradation – LTD*) (Chevalier *et al.*, 1995; Piconi e Maccauro, 1999; Guo, 2004; Denry e Kelly, 2008). Assim, o mecanismo de tenacidade que pode beneficiar a Y-TZP, melhorando suas propriedades mecânicas, pode também prejudicar estas mesmas propriedades por meio do LTD, com surgimento de trincas superficiais que podem evoluir mais rapidamente na presença de moléculas de água (Chevalier, 2006; Rekow *et al.*, 2011).

O processo de degradação (LTD) pode ser influenciado por alguns fatores (Della Bona *et al.*, 2007; Denry e Kelly, 2008; Chevalier *et al.*, 2009) como o tamanho do cristal, sendo que acima de um tamanho crítico os cristais são menos estáveis e mais suscetíveis à degradação, enquanto que cristais menores de 1 µm apresentam menor degradação (Heuer *et al.*, 1982). O processo de queima da cerâmica interfere no tamanho dos cristais, sendo que altas temperaturas por tempo prolongado

resultam em maior tamanho dos cristais (Denry e Kelly, 2008). Uma menor quantidade de estabilizador também pode resultar em menor estabilidade da zircônia (Denry e Kelly, 2008).

Tensões residuais podem ser induzidas devido à taxa de resfriamento ou uma incompatibilidade do coeficiente de expansão térmico (CET) entre as cerâmicas de infraestrutura e de cobertura (Guazzato *et al.*, 2005; Taskonak *et al.*, 2008; Fischer *et al.*, 2009; Kim *et al.*, 2010; Lohbauer *et al.*, 2010; Rues *et al.*, 2010; Benetti *et al.*, 2013; Benetti *et al.*, 2014). Durante a queima, a cerâmica de cobertura encontra-se em estado plástico e é capaz de liberar as tensões devido à menor viscosidade. À medida que ocorre o resfriamento a cerâmica vai aumentando a viscosidade (fase de transição vítrea) restringido à movimentação molecular e criando tensões na massa (De Kler *et al.*, 2007; Taskonak *et al.*, 2008; Fischer *et al.*, 2009). Swain (2009) avaliou as causas de falhas em sistemas cerâmicos e verificou que a zircônia (Y-TZP) pode apresentar falhas coesivas relacionadas a incompatibilidade do CET, estresses residuais oriundos de uma taxa de resfriamento rápida e espessura da porcelana. Assim, para evitar tensões residuais de alta magnitude, o resfriamento lento é importante para coroas com infraestrutura de zircônia, especialmente para restaurações com porcelana espessa, promovendo uma distribuição uniforme de temperatura através da coroa (Benetti *et al.*, 2014).

As tensões residuais desenvolvidas durante a fabricação de restaurações zircônia/porcelana, juntamente a carga que esses materiais são submetidos, são as principais causas do elevado número de lascamentos desse sistema. Quando a incompatibilidade do CET entre as cerâmicas de infraestrutura e de cobertura for superior a 10%, resulta em

lascamento (*chipping*). No entanto, quando o CET da infraestrutura é maior, a tendência é que ocorra delaminação (falha na interface), destacando-se, assim, a importância da compatibilidade entre os CET dos materiais (Swain, 2009).

As tensões também podem se formar durante a usinagem e acabamento podendo promover um impacto positivo ou negativo sobre as propriedades mecânicas da Y-TZP. Quando a profundidade dos defeitos introduzidos é maior que a da camada de compressão criada pela transformação T-M, pode ocorrer níveis elevados de tensão por tração podendo aumentar a incidência de falhas, principalmente as catastróficas. No entanto, quando a profundidade desses defeitos é menor do que a da camada de tensão de compressão, a propagação de trincas é dificultada devido a essas tensões (Kosmač *et al.*, 1999; Guazzato *et al.*, 2005; Kim *et al.*, 2010). Ajustes oclusais, ajustes internos para melhorar a adaptação e jateamento para melhorar a adesão são procedimentos que podem criar defeitos de superfície e áreas de concentração de tensão (Salazar Marocho *et al.*, 2010). Aurélio *et al.* (2016), através de uma revisão sistemática e meta-análise concluíram que a cerâmica Y-TZP aumenta sua resistência à flexão quando é feito o jateamento com partículas de alumina para melhorar a adesão, independentemente do tamanho da partícula, do tempo e da pressão de jateamento.

Rinke *et al.* (2013) avaliaram o desempenho clínico, após um período médio de 84 meses, de PPFs de três e quatro elementos com infraestrutura de Y-TZP. Noventa e nove próteses foram avaliadas na região posterior. Dezenove restaurações falharam completamente, sendo 12 devido a complicações técnicas, 6 devido a complicações biológicas e

1 por razões desconhecidas. A taxa de sobrevida global aos 84 meses foi de 83,4%. Depois de um período de observação médio de 7 anos, as taxas de sobrevivência e de sucesso de PPFs posteriores à base de zircônia foram inferiores aos reportados para metalocerâmica. A maioria das falhas foram causadas por complicações técnicas (fratura da porcelana).

Em uma revisão sistemática (Sailer *et al.*, 2015) foram avaliados a taxa de sobrevida e complicações de coroas unitárias metalocerâmicas e em cerâmica pura (*metal free*) em cinco anos de acompanhamento. Coroas de zircônia apresentaram uma taxa anual de falhas de 1.84% correspondendo a uma taxa de sobrevida de 91.2% em cinco anos. Esse estudo também indicou que os problemas técnicos mais frequentes para este tipo de coroas foi à fratura da porcelana (lascamento) e perda de retenção. Estudos clínicos também mostraram que apesar de todos os esforços para a melhoria dos procedimentos de recobrimento de estruturas de zircônia, o problema de lascamento da cerâmica de cobertura ainda não foi eliminado (Koenig *et al.*, 2013; Gherlone *et al.*, 2014). Conseqüentemente, coroas unitárias de zircônia recobertas com porcelana não devem ser consideradas a principal opção de tratamento sem que os pacientes sejam informados sobre as limitações inerentes ao material e ao sistema de fabricação (Sailer *et al.*, 2015).

Em uma revisão sistemática, Pjetursson *et al.* (2015) avaliaram as complicações técnicas e biológicas de PPFs. Para a zircônia, a taxa de falha anual foi de 2,2% estimando uma taxa de sobrevivência de 90,4% em 5 anos. O estudo mostrou que problemas como descolorações marginais, cáries secundárias e perda de retenção são mais frequentes para zircônia quando comparados às metalocerâmicas e a outras PPFs de

cerâmica. Além disso, a alta incidência de lascamento da cerâmica de cobertura é outra questão que deve ser levada em consideração na utilização da zircônia como infraestrutura para PPF.

Na tentativa de diminuir e/ou eliminar a falha por lascamento de restaurações bicamadas, a vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio foi sugerida como uma alternativa para recobrir a Y-TZP (Schmitter *et al.*, 2012). Recentemente, uma nova técnica denominada "CAD-on" foi desenvolvida para produzir coroas unitárias e PPF utilizando uma infraestrutura de Y-TZP com uma vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio, ambas fabricadas pela tecnologia de CAD-CAM. Uma cerâmica de fusão é utilizada para unir as duas camadas de cerâmica. Nesse contexto, Basso *et al.* (2015) avaliaram a resistência flexural de estruturas cerâmicas monolíticas de zircônia (IPS e.max ZirCAD – Ivoclar Vivadent) e estruturas em três camadas (CAD-on: IPS e.max ZirCAD/IPS e.max CAD Crystall./Connect/IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) concluindo que ambas as estruturas mostraram resistência flexural similar, no entanto, o sistema "CAD-on" apresentou valores de tenacidade à fratura maiores que as restaurações monolíticas.

Uma alternativa para diminuir a falha por lascamento em restaurações multicamadas com infraestrutura de zircônia é a substituição por restaurações em zircônia monolítica. Assim, muitos fabricantes têm proposto essa abordagem, melhorando a estética dos materiais de zircônia com o aumento da translucidez e adição de pigmentos no material. Isso resulta em uma restauração com alta resistência e estética aceitável. Além disso, o preparo dentário pode ser mais conservador, diminuindo o risco de injúrias pulpares, além da

redução de custos na produção dessas restaurações em comparação as multicamadas.

Vários ciclos de sinterização final do material com diferentes temperaturas (entre 1500 °C e 1700 °C) e também com diferentes tempos de manutenção da temperatura final (entre 1h e 4h) foram propostos para modificar as propriedades de translucidez da zircônia para ser utilizada como restauração monolítica. Quanto mais elevada é a temperatura e mais prolongado é o ciclo de sinterização, maior é a translucidez do material, uma vez que se observa uma diminuição no número de poros no material, aumento da densidade e aumento do tamanho dos cristais, provocando um arranjo cristalino mais uniforme que se traduz em menos efeito de dispersão, maior transmissão e melhor reflexão especular (Jiang *et al.*, 2011; Stawarczyk *et al.*, 2013; Ebeid *et al.*, 2014).

A fabricação de restaurações monolíticas em zircônia pode melhorar a estabilidade mecânica e aumentar a gama de indicações dessas estruturas. No entanto, o seu comportamento ao desgaste e estabilidade química não são totalmente esclarecidos. Apesar de reduzir a falha por lascamento, a LTD é motivo de preocupação, uma vez que a restauração monolítica em zircônia entra em contato direto com a saliva e com a carga mastigatória podendo agravar a SCG e a propagação de trincas. Assim, Lameira *et al.* (2015) avaliaram a concentração de óxido de ítrio em coroas monolíticas após envelhecimento artificial (2.5 milhões de ciclos/80N/saliva artificial/37°C) e constataram que não houve diferenças entre as coroas na concentração desse óxido. Porém, ao avaliarem a resistência de fratura de restaurações em zircônia bicamadas e monolíticas, os autores concluíram que as restaurações monolíticas, após o envelhecimento, apresentaram resistência bem maior do que

restaurações em bicamadas (infraestrutura/porcelana). O melhor desempenho dessas coroas foi devido a eliminação da interface entre as estruturas que se acredita ser o elo mais fraco em sistemas de duas camadas.

O estudo de Amer *et al.* (2015) mostrou que as restaurações monolíticas de zircônia apresentam menor rugosidade superficial após 50 000 ciclos quando comparadas com restaurações com porcelana feldspática em baixa fusão. Isso pode ser explicado devido a Y-TZP apresentar tamanhos de cristal $\leq 0,7 \mu\text{m}$ que fazem com que o material apresente maior resistência, pois a energia necessária para a remoção dos cristais superficiais da matriz é maior, podendo explicar por que a Y-TZP não apresentou mudança na rugosidade. No entanto, a porcelana feldspática apresenta cristais maiores (2-4 μm) que são facilmente removidos da matriz pelo contato com o esmalte do dente antagonista fazendo com que a superfície da cerâmica se torne mais áspera e, potencialmente, causando maior desgaste do esmalte do dente oposto, sugerindo que as restaurações de zircônia monolítica mantém a sua integridade e lisura superficial por mais tempo que a cerâmica feldspática convencional e pode exigir menos manutenção.

Nordahl *et al.* (2015) avaliaram a resistência à fratura de coroas monolíticas de zircônia com alta (HTZ) e baixa translucidez (LTZ) e de coroas de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (DL). As coroas de HTZ e LTZ foram confeccionadas com espessuras de 0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm, 1,0 mm e 1,5 mm. As coroas DL tiveram espessuras de 1,0 mm e 1,5 mm. Todas as coroas foram submetidas ao envelhecimento artificial. Constatou-se que as cargas de fratura de ambas coroas de zircônia (HTZ; LTZ) foram similares, sendo significativamente maior

que as coroas de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio quando na mesma espessura.

Ramos *et al.* (2015) constataram que coroas monolíticas de zircônia não mostraram suscetibilidade à fadiga após 2×10^6 ciclos, diferente das tradicionais coroas Y-TZP/porcelana. As coroas monolíticas apresentaram um tipo aleatório de falha o que indica que o ensaio de fadiga não causou danos detectáveis. As falhas foram por deslocamento e não fratura por fadiga. O estudo confirmou que coroas monolíticas apresentam características de sobrevida muito além do número de ciclos proposto e que esse tipo de estrutura contribuiu para a durabilidade das restaurações.

De acordo com Sun *et al.* (2014), coroas com 1,5 mm de espessura de zircônia monolítica exibem carga de fratura mais elevada que coroas de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio, coroas de zircônia em bicamada e coroas metalocerâmicas, todas com mesma espessura. Aumentando a espessura da restauração monolítica de zircônia de 0,6 mm para 1,5 mm, aumenta em três vezes a resistência à fratura para este sistema restaurador.

Lan *et al.* (2015) determinaram a espessura mínima para o uso de restaurações monolíticas em zircônia para próteses sobre implantes na região posterior. Foram confeccionadas 5 restaurações para cada grupo variando a espessura em 0,4; 0,5; 0,6; 0,7; e 0,8 mm. Após os testes de carga cíclica, constatou-se que a resistência à fratura das amostras estava associada positivamente com a espessura da restauração. Baixos valores de tensão foram obtidos para restaurações com uma espessura mínima de 0,7 mm sobre diferentes direções de carga. Assim, o estudo concluiu que restaurações de zircônia com uma espessura mínima de 0,7 mm têm alta

resistência à fratura e os valores mais baixos de estresse. Portanto, a escolha da espessura de restaurações de zircônia por dentistas e técnicos de laboratório é muito importante.

2.3 Vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio

Na busca de um material mais resistente que as tradicionais porcelanas feldspáticas e as reforçadas por leucita, a indústria (especificamente a Ivoclar) apresentou as cerâmicas reforçadas por cristais de dissilicato de lítio. Essas cerâmicas apresentam uma matriz vítrea na qual os cristais de dissilicato de lítio ficam dispersos de forma interlaçada, dificultando a propagação de trincas em seu interior, melhorando, assim, as propriedades mecânicas desse material. Esse sistema possui um alto padrão estético, devido o índice de refração de luz ser semelhante ao esmalte dental, permitindo a possibilidade de reproduzir a naturalidade da estrutura dentária (Fradeani *et al.*, 2005). Com a adição dos cristais de dissilicato de lítio houve um aumento significativo da resistência em cerca de 4 vezes quando comparado com as porcelanas feldspáticas (Della Bona *et al.*, 2004).

O sistema injetável IPS Empress II (Ivoclar Vivadent) foi a primeira cerâmica a base de dissilicato de lítio e é composta por cerâmica vítrea contendo, aproximadamente, 70vol% de cristais de dissilicato de lítio, densamente dispostos e unidos à matriz vítrea. O sistema apresenta valores (aproximados) das seguintes propriedades: resistência flexural de 215 ± 40 MPa, módulo de elasticidade (E) de 96 GPa, m de 5 e tenacidade à fratura de $3.4 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ (Della Bona *et al.*, 2004).

Gonzaga *et al.* (2011) avaliaram o SCG e a confiabilidade estrutural de cerâmicas odontológicas. O sistema IPS Empress II apresentou a menor suscetibilidade ao SCG, enquanto que o sistema IPS Empress I apresentou a maior susceptibilidade. Na confiabilidade estrutural, os dois sistemas foram similares. Usando fractografia, os autores mostraram que o principal mecanismo de tenacificação desses sistemas é a deflexão das trincas.

Em um estudo clínico, coroas e PPFs de IPS Empress II (Ivoclar Vivadent) foram avaliadas por um período de 2 anos. Vinte coroas anteriores ou posteriores e 20 PPFs de três elementos na região anterior ou posterior foram confeccionadas em 15 pacientes. As avaliações foram realizadas no início e uma vez por ano, durante os dois anos de acompanhamento. Os critérios USPHS foram usados para examinar a adaptação marginal, cor, cárie secundária e fraturas visíveis nas restaurações. O estudo concluiu que coroas unitárias tiveram um desempenho clínico satisfatório, mas devido a elevada taxa de fratura esse sistema não deve ser indicado para PPFs posteriores (Taskonak e Sertgöz, 2006). No estudo de Marquardt e Strub (2006), coroas de Empress II não exibiram nenhum problema clínico após cinco anos de acompanhamento com uma taxa de sucesso de 100%. No entanto, PPFs apresentaram uma taxa de sucesso de 70%, sendo a fratura do conector e o lascamento da cerâmica de cobertura os problemas mais encontrados. Segundos os autores, devido a taxa de sobrevivência reduzida, a utilização desse sistema em PPFs deve passar por uma rigorosa avaliação antes da sua utilização.

O sistema IPS Empress II, mais tarde, foi substituído pela IPS e.max Press que parece ter propriedades estéticas e mecânicas um pouco

melhores (resistência flexural de 300 a 400 MPa e tenacidade de fratura entre 2,8 e 3,5 MPa·m^{1/2}), o que sugere indicação para coroas anteriores e posteriores, PPF de três elementos em dentes anteriores e posteriores até segundo pré-molar, além de *inlays*, *onlays* e facetas laminadas (Raigrodski, 2004).

Gehrt *et al.* (2013) avaliaram a evolução clínica de coroas anteriores e posteriores feitas de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent). Um total de 104 coroas (82 anteriores e 22 posteriores) foram colocadas em 41 pacientes. O tempo médio de acompanhamento foi de 79,5 meses. A taxa de sobrevivência cumulativa foi de 97,4% após 5 anos e 94,8% após 8 anos. Os autores concluíram que essas restaurações podem ser usadas em regiões anteriores e posteriores, independentemente de uma cimentação adesiva ou convencional, quando se considera condições prévias do preparo do pilar.

Na última década, a Ivoclar apresentou um sistema de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio para usinagem em CAD-CAM (IPS e.max CAD), onde o bloco passa por um processo de cristalização em dois estágios. Cristais de metassilicato de lítio são precipitados durante a primeira fase. A cerâmica resultante apresenta, aproximadamente, 40 vol% de cristais de metassilicato de lítio com tamanho entre 0,2 e 1 µm, produzindo um bloco de cor azul-violeta, comumente chamado "bloco azul". Este estado pré-cristalizado permite que o bloco seja usinado, sem desgaste excessivo da ponta diamantada ou danos ao material. Após a usinagem por CAD-CAM na forma desejada, a restauração é submetida a cristalização final em uma temperatura aproximada de 850°C. A fase de cristais de metassilicato é

dissolvida completamente e o dissilicato de lítio cristaliza. Este processo também converte a cor azul do bloco pré-cristalizado na cor do dente selecionado e resulta em uma cerâmica vítrea com um tamanho de cristal de, aproximadamente, 1,5 µm e com 70 vol%, tornando-a mais resistente (360 MPa) (Apel *et al.*, 2008; Della Bona, 2009; Fasbinder *et al.*, 2010). Restaurações unitárias (62 coroas) desse material (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) foram avaliadas clinicamente por 2 anos sem qualquer fratura da estrutura cerâmica ou sensibilidade pós-operatória (Seydler e Schmitter, 2015).

Um estudo *in vitro e in vivo* avaliou o desempenho de coroas de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (LDGC), de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) e metalocerâmicas. No estudo *in vitro*, as restaurações foram submetidas à fadiga pelo método acelerado (*step-stress*). Já no estudo *in vivo*, as restaurações à base de Y-TZP e LDGC foram avaliadas por 4 e 7 anos, respectivamente. Além disso, um ensaio clínico randomizado controlado foi realizado para analisar a perda volumétrica de superfícies antagonistas de esmalte e de cerâmica. O estudo concluiu que as coroas de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio apresentaram alta durabilidade e uma abrasão compatível com os dentes naturais (Silva *et al.*, 2011).

Uma revisão sistemática concluiu que, após 5 anos, coroas de vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio têm desempenho clínico similar as restaurações metalocerâmicas (padrão ouro) com uma taxa anual de falhas de 0,69% e estimativa de sobrevivência de 96,6%. Dentre as principais complicações encontradas, destacaram-se a descoloração

marginal, fratura da infraestrutura e lascamento da cerâmica (Sailer *et al.*, 2015).

Pjetursson *et al.* (2015) compararam a taxa de sobrevida de PPFs. Critérios biológicos e estéticos compuseram a avaliação, mostrando que após cinco anos em serviço, a maior taxa de sobrevida foi das próteses metalocerâmicas (94,4%), seguida de zircônia (90,4%) e por fim vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio (89,1%).

Albero *et al.* (2015) avaliaram uma cerâmica infiltrada por polímero (PICN – Enamic) e compararam a resistência à flexão, dureza e módulo de Weibull com sistemas cerâmicos disponíveis para CAD-CAM (IPS-e max CAD, Lava Ultimate, MARK II e Empress CAD). O IPS-e max CAD apresentou os maiores valores para essas propriedades mecânicas.

2.4 Teste *Edge Chipping*

Como já foi abordado, a principal causa de falhas de restaurações cerâmicas é por lascamento, principalmente quando se trata de estruturas multicamadas. O lascamento da porcelana foi especialmente identificado como um problema em restaurações com infraestrutura a base de zircônia (Pjetursson *et al.*, 2007; Tholey *et al.*, 2011; Belli *et al.*, 2013; Pjetursson *et al.*, 2015; Sailer *et al.*, 2015). Por isso, o desenvolvimento de um teste capaz de prever a resistência ao lascamento de um material em situações clínicas fez-se necessário.

O teste *edge chipping* (lascamento da borda) surgiu no campo da odontologia para avaliar a resistência ao lascamento de materiais frágeis. Trata-se de um teste que envolve a formação intencional de “chips”

(lascas) em um material perto de sua borda (aresta) utilizando um indentedor e uma célula de carga para medir a força necessária para produzir o lascamento (Kim e Watts, 2007; Baroudi *et al.*, 2008; Watts *et al.*, 2008; Ereifej *et al.*, 2009; Quinn *et al.*, 2010; Quinn *et al.*, 2014b; Quinn *et al.*, 2014a; Quinn, 2015). O teste foi desenvolvido originalmente nos anos de 1980 para estudar ferramentas de corte (Morrell e Gant, 2001). A força necessária para a formação da lasca, F , aumenta com a distância da borda (aresta ou canto), d . Os estudos indicam que aumentando o “ d ”, aumenta a a carga de fratura dos materiais (Ereifej *et al.*, 2009; Quinn, 2015).

Janet Quinn foi a pioneira na aplicação desse método para materiais restauradores dentários em meados dos anos 1990. Esse teste também já foi utilizado para a avaliação de dentes humanos (Chai *et al.*, 2011), resinas compostas (Watts *et al.*, 2008) e cerâmicas (Gogotsi *et al.*, 2007; Ereifej *et al.*, 2009). Embora esse teste utilize penetradores (indentadores) aplicados em blocos com cuidadoso preparo das arestas, as lascas assemelham-se a alguns tipos de falha reportadas *in vivo* (Scherrer *et al.*, 2008).

Usualmente, 20 a 35 lascas são produzidas por material a uma distância da borda variando de 0,1 mm a 0,6 mm, aplicando-se uma força com velocidade de 1 mm/min ou 3 mm/min (Quinn *et al.*, 2014b; Quinn *et al.*, 2014a; Quinn, 2015). Segundo Quinn (2015), é preferível que os dados sejam coletados a partir de várias distâncias a fim de verificar a tendência completa, alcançando-se, assim, além da resistência da borda, a tenacidade da borda do material. A tenacidade de fratura da borda (T_e - *edge toughness*) é correspondente a inclinação da linha através de muitos pontos de dados coletados em diferentes distâncias. A

resistência ao lascamento da borda (R_{eA} - *edge chip resistance*) é a média da relação entre força/distância para muitas lascas. Assim, se os dados são lineares e bem agrupados sobre a linha, a T_e e a R_{eA} são similares.

A norma CEN/TS 843-9:2010 orienta sobre parâmetros do método e indica o registro da resistência ao lascamento dos materiais variando a distância da borda, reportando a R_{eA} . Assim,

$$R_{eA} = F/d \quad (1)$$

onde, “F” é a força (em N) para produzir o lascamento e “d” é a distância (em mm) da borda.

Outros parâmetros podem ser avaliados, como a força necessária para criar uma lasca a uma distância arbitrária da borda, o “*edge strength*” (Baroudi *et al.*, 2008; Watts *et al.*, 2008; Ereifej *et al.*, 2009). A “resistência” da aresta (*edge strength*) com unidade N (Newton) pode ser representada pelo símbolo $S_{E(0,5)}$, onde 0,5 indica $d=0,5$ mm. O valor numérico da resistência da aresta, $S_{E(0,5)}$ com unidade em N é correspondente a metade do valor numérico da “tenacidade” da borda, T_e , que tem unidades de N/mm, mas apenas se os dados têm tendência linear. Segundo Watts *et al.* (2008) uma simples comparação de materiais pode ser feita pela $S_{E(0,5)}$, pois apresenta um concordância qualitativa entre o aspecto clínico em dentes posteriores e o lascamento produzido em corpos de prova no laboratório.

Um problema encontrado por Quinn *et al.*, 2014a em seus primeiros trabalhos foi o *Overchipping*. Idealmente, uma vez que há a formação da lasca, o indentador deve ser parado. Caso isso não aconteça, o penetrador continua a contactar com o corpo de prova, produzindo

danos adicionais. Assim, sugere-se utilizar meio acústico para interromper a carga ao som da primeira trinca, evitando danos adicionais à amostra (Corazza *et al.*, 2015).

Segundo Quinn (2007), o lascamento da borda depende de muitos fatores, incluindo o formato da estrutura, o local de aplicação da carga, a distância da borda, o ângulo da borda, a tenacidade do material e o tipo de indentedor.

Várias geometrias de indentedores têm sido utilizadas para a realização desse teste. No entanto, essa variedade de geometrias pode mostrar uma dispersão nos dados. Quinn *et al.* (2014a) e Quinn *et al.* (2014b) avaliaram o tipo de indentedor na resistência ao lascamento de materiais restauradores para CAD/CAM, constatando que a resistência é dependente do tipo do indentedor, sendo que quanto mais agudo for o seu ângulo, menor a força necessária para causar a fratura. Os indentedores Rockwell e cônico apresentam uma grande variação nos formatos das lascas, pois possuem uma formação das trincas de forma aleatória. Já os indentedores Knoop e Vickers proporcionam um maior controle na formação da trinca, produzindo lascas com formato mais homogêneo. Além disso, a formação da lasca pode ser influenciada pelo tipo de material, bem como pela presença de defeitos.

Quinn *et al.* (2010), utilizando o teste de *edge chipping*, compararam a resistência ao lascamento de estruturas em forma de barras de zircônia/porcelana com o metal/porcelana em espessuras clinicamente relevantes. Os autores não observaram diferenças entre as estruturas sugerindo que a resistência ao lascamento parece não ser afetada pelas propriedades do material de base, mas sim pela característica do material para recobrimento. Assim, do ponto de vista do

material, a zircônia recoberta com porcelana provavelmente não está associada ao aumento da suscetibilidade ao lascamento, a menos que existam tensões residuais pronunciadas ou falhas na interface.

Ereifej *et al.* (2009) encontraram uma diferença significativa na resistência ao lascamento entre cerâmicas bicamadas (IPS e.max Ceram/CAD, Ivoclar-Vivadent; e IPS e.max Ceram/ZirCAD, IvoclarVivadent) e cerâmicas monolíticas (IPS e.max CAD LT, Ivoclar-Vivadent) que apresentaram maiores valores de resistência. De acordo com os autores, a utilização de restaurações monolíticas deve ser preconizada e quando restaurações bicamadas forem confeccionadas, uma cerâmica de cobertura com melhores propriedades mecânicas deve ser utilizada.

3. PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo Geral:

Estimar a resistência à fratura por lascamento de duas cerâmicas utilizadas para restaurações monolíticas através do teste *edge chipping*.

3.2 Objetivos Específicos:

Avaliar se a distância da borda (d) influencia na força (F) necessária para produzir o lascamento, testando a hipótese que quanto maior a distância (d), maior é a força (F) para o lascamento.

Avaliar se a distância da borda (d) influencia na resistência ao lascamento da borda (R_{eA}), testando a hipótese que quanto maior a distância (d), maior é o valor de R_{eA} , independentemente do modo de fixação dos CP (C ou NC).

Verificar se a cimentação em material análogo da dentina influencia na resistência ao lascamento da borda (R_{eA}), testando a hipótese que a cimentação adesiva em material análogo a dentina aumenta a resistência (R_{eA}) da cerâmica, independentemente do tipo de cerâmica.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Local de realização da pesquisa

A pesquisa foi realizada na Universidade de Passo Fundo nos laboratórios de pesquisa das Faculdades de Odontologia (FO UPF) e Engenharia e Arquitetura (FEAR UPF).

4.2 Delineamento

Trata-se de um estudo experimental laboratorial inserido na linha de pesquisa em biomateriais.

4.3 Materiais

Os materiais utilizados nesse estudo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1: Materiais utilizados nesse estudo

Material	Tipo de Material	Indicação
GC- IPS e.max CAD*	Vitrocerâmica a base de dióxido de lítio.	Restauração monolítica e recobrimento.
YZ- Zenostar Zr Translucent †	Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP).	Infraestrutura e restauração monolítica.
G10 - NEMA G10 ‡	Resina epóxica reforçada por fibras de vidro.	Material análogo à dentina.
IPS Ceramic Etching Gel *	Ácido hidrofluorídrico a 5%.	Tratamento de superfície da cerâmica.
Kit Multilink N (Primers A e B + Monobond N + Metal/Zirconia primer + cimento)*	Sistema de cimento resinoso dual, com adesivo e silano.	Cimentação.

*Ivoclar, Schann, Liechtenstein; †Ivoclar-Wieland Dental, Alemanha; ‡International Paper, Hampton, SC, EUA.



4.4 Métodos

4.4.1 Fabricação dos corpos de prova (CP)

Foram fabricados CPs, em formato de barras com espessura de 2 mm e 5 mm com o comprimento variando entre 10 mm a 20 mm e largura variando entre 5 e 8 mm para cada tipo de cerâmica (GC e YZ). Metade dos CP foram cimentados (C) em G10 e a outra metade dos CP foi presa a máquina de testes sem qualquer cimentação (NC), como apresentado esquematicamente na Figura 3. Todos os CP foram submetidos ao teste de lascamento da borda para verificar a resistência à fratura por lascamento dos materiais.

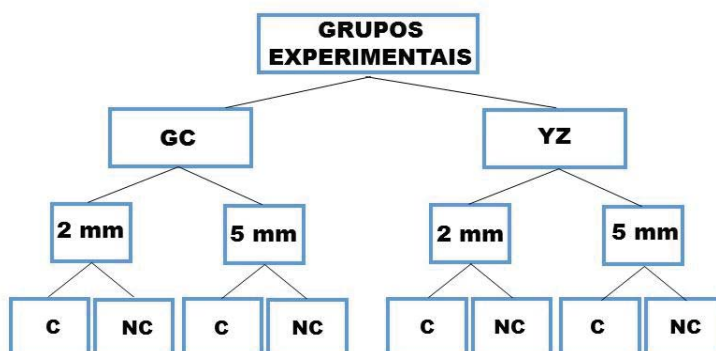


Figura 3: Fluxograma 1 mostrando o desenho experimental global do estudo.

Os CP foram obtidos por corte dos blocos cerâmicos pré-sinterizados em cortadeira metalográfica (Struers Minitron, Copenhague, Dinamarca) utilizando um disco diamantado (Buehler® IsoMet® Diamond Wafering Blades, USA) sob refrigeração de água. Os CP foram polidos usando uma politriz (Struers Abramin, Copenhague, Dinamarca) com sequência de lixas de carbetto de silício (#600, 800, 1200), de modo

que todas as superfícies ficassem planas e lisas, deixando arestas bem definidas (Figura 4).



Figura 4: CP com 2 mm de espessura após polimento, ao lado de um bloco do mesmo material (GC).

Após o polimento, as bordas dos CP foram verificadas com o microscópio óptico de magnificação de 1000x (Ningbo Wason Optical Instrument Co., Zhejiang, China). Em caso de defeito ou aresta inadequada, o processo era realizado novamente.

Os CP foram cristalizados em forno Programat EP5000 (Waldmann & Lichtenstein) e os CP de YZ foram sinterizados em forno 600/V2 (ZirkonZahn, Gais, Tirol do sul, Alemanha) de acordo com as especificações dos fabricantes (Tabela 2 e 3).

Tabela 2: Ciclo de cristalização do IPS e.max CAD (GC)

Procedimento (unidade medida)	valor
Pré-aquecimento (°C)	400
Tempo de fechamento (mm:ss)	06:00
Acréscimo de temperatura (°C)	90/30
Temperatura de manutenção (°C)	820/840
Tempo de manutenção (mm:ss)	00:10/07:00
Conexão de Vácuo (°C)	550/820
Desconexão de Vácuo (°C)	820/840
Resfriamento lento (°C)	700

Tabela 3: Ciclo de sinterização da Zenostar Zr Translucent (YZ)

Procedimento (unidade medida)	valor
Temperatura Final (°C)	1450
Taxa de Aquecimento (°C/min)	5
Tempo de Permanência (hh:mm:ss)	2:00:00
Taxa de Resfriamento (°C/min)	5

4.4.2 Cimentação em G10

O NEMA G10 é um material a base de resina epóxica reforçada por fibras de vidro (NEMA G10, International Paper, Hampton, SC, EUA), que possui um módulo de elasticidade similar à dentina e possibilita a união adesiva com o cimento resinoso de forma similar à obtida com a estrutura dental (Clelland *et al.*, 2006; Wang *et al.*, 2007; Kelly, 2010).

Esse material é fornecido em forma de barra cilíndrica (120 mm x 25 mm). Portanto, para a obtenção das bases de G10 foi feito o corte das barras com cortadeira metalográfica (Strues Minitron, Copenhague, Dinamarca) utilizando um disco diamantado (Buehler® IsoMet® Diamond Wafering Blades, USA) sob refrigeração de água, obtendo discos de G10 com 5 mm de espessura.

Metade dos CP de cada cerâmica com espessuras de 2 mm e 5 mm foram cimentados (C) nas bases de G10 (25 mm x 5 mm) (Figuras 5 e 6) e o restante dos CP foram apenas posicionados e presos (NC) na plataforma de testes.

Para a cimentação (C) dos CP de GC foi realizado o tratamento de superfície com ácido hidrófluorídrico a 5% por 20 s, seguido de lavagem com *spray* ar/água, aplicação do monobond-S por 60 s, seguidos de jatos de ar e aplicação do sistema adesivo Multilink N – Primer A + B (1:1) por 15 s. A superfície de união das bases de G10 para esse grupo foram tratadas com ácido hidrófluorídrico 5% por 120 s, lavagem com *spray* ar/água e aplicação do sistema adesivo Multilink N – Primer A + B (1:1) por 15 s seguidos de jatos de ar.

Os CP de YZ foram tratados com *primer* metal/zircônio (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) deixando-o evaporar por 3 min seguido de jato de ar para completa evaporação. Após o sistema adesivo Multilink N – Primer A + B (1:1) foi aplicado por 15 s seguido de jato de ar. As bases de G10 foram tratadas com ácido hidrófluorídrico 5% por 120 s, lavagem com *spray* ar/água e aplicação do sistema adesivo Multilink N – Primer A + B (1:1) por 15 s, seguido de jato de ar.

O cimento resinoso de polimerização dual (Multilink N) foi aplicado na superfície cerâmica tratada e cada CP foi posicionado centralizado sobre uma base de G10. Uma carga de 750 g foi aplicada sobre o CP por 1 min. O excesso de cimento foi removido com o auxílio de microbrush (FGM, Joinville, SC, Brasil) e o conjunto foi fotoativado por 60 s a partir das faces laterais com aparelho fotopolimerizador (Radii; SDI, Bayswater, Victoria, Australia) com potência de 1.000 mW/cm².

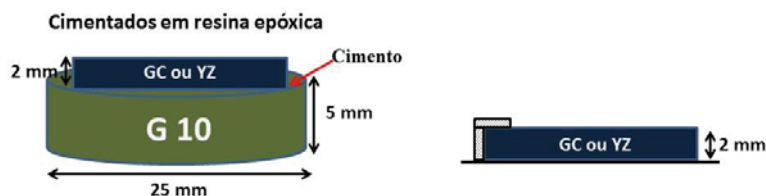


Figura 5: Desenho esquemático das estruturas cerâmicas com 2 mm de espessura cimentadas ao G10 ou apenas posicionadas e presas a máquina de ensaios.

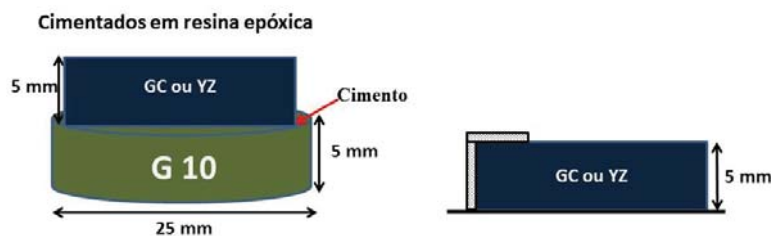


Figura 6: Desenho esquemático das estruturas cerâmicas com 5 mm de espessura cimentadas ao G10 ou apenas posicionadas e presas a máquina de ensaios.

4.4.3 Teste *Edge Chipping*

Para verificar a resistência ao lascamento das cerâmicas GC e YZ cimentadas (C) ou não em G10 (NC) foi desenvolvido, com o auxílio do laboratório de engenharia mecânica da UPF, um dispositivo para ensaio de *edge chipping* (Figura 7). O conceito básico desse tipo de equipamento parte da utilização de uma máquina de ensaios universal onde são acoplados uma mesa de coordenadas digital e dispositivos de microscopia, mensuração e captura de imagem. Na máquina de ensaios universal (EMIC DL-2000, EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, PR, Brasil) foi conectada uma haste metálica (100 mm x 16 mm) com um penetrador Vickers em sua extremidade, sendo esse aparato ligado a uma célula de carga (HBM U9B/2KN, Alemanha) conectada a um computador portátil (Spider 8, HBM, Alemanha) para mensuração da carga aplicada (kgf) a uma velocidade de 1 mm/min. Os CP foram acoplados, por meio de placas de acrílico de 4 mm (Figura 8), em uma mesa de coordenadas digital com precisão de 0,001, possibilitando a movimentação milimétrica nos eixos X e Y. Com auxílio de um microscópio digital (Digital Microscope Electronic Magnifier, China), com ampliação até 1000x e controle de luminosidade, foi possível registrar em computador e mensurar os lascamentos produzidos pelo penetrador tipo Vickers (Figuras 9 e 10). O dispositivo foi idealizado para possibilitar o ensaio das amostras e posterior análise sem prejuízo nas mensurações.

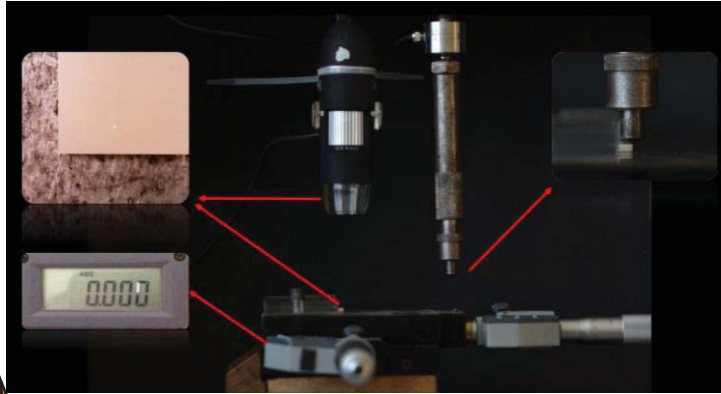


Figura 7: Dispositivo para ensaio de "Edge Chipping."

o nome da figura começa sempre no começo da foto (canto)!!



Figura 8: Fixação do CP por uma placa de acrílico de 4mm.

Foram produzidos lascamentos (n=25) a partir das seguintes distâncias da borda (d) dos CP: 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm e 0,6 mm. Para calcular a distância que a ponta do penetrador estava de uma marcação no centro de cada CP (ponto zero)

o nome da figura começa sempre no começo da foto (canto)!!

que distância ficaria o primeiro lascamento realizada foi registrado a força (Kgf) e medido,

com o auxílio de um *software* (Digital Microscope Measurement), a distância da origem da lasca até a borda (Figura 10). A distância entre as lascas produzidas foi sempre maior que 3 mm, ou seja, nunca houve interferência de uma lasca em outra, evitando estresse residual.

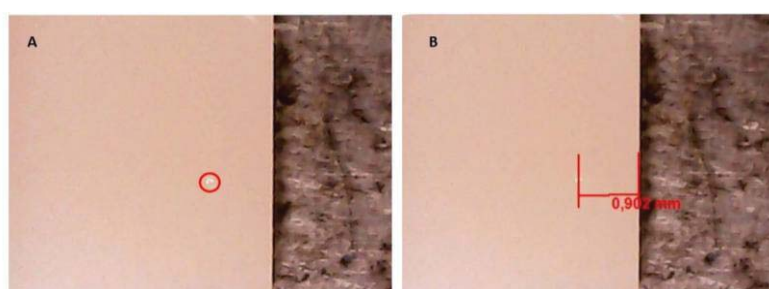


Figura 9: (A) marcação do ponto zero; (B) medida do ponto zero até a borda do CP de GC-NC. Nesse caso é $d=0,902$ mm.

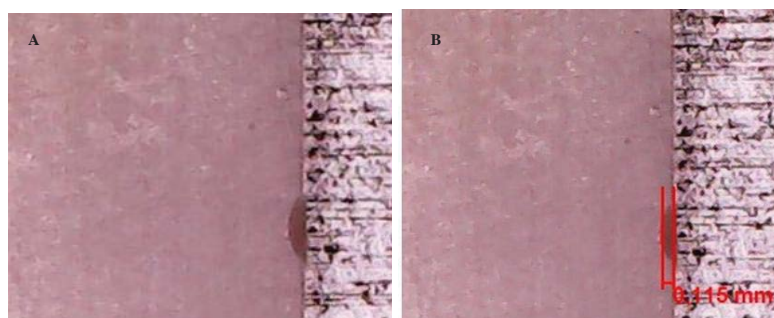


Figura 10: (A) lascamento; (B) medição da origem do lascamento até a borda do CP de YZ-NC. Nesse caso $d=0,115$ mm.

Em testes pilotos, observou-se que nas amostras de 2 mm, que representa uma espessura clinicamente relevante, as lascas realizadas nas distâncias de 0,5 mm e 0,6 mm da borda envolviam toda a base dos CP, tanto para os C quanto para os NC (Figura 11), inviabilizando o teste. Assim, para avaliar a resistência ao lascamento nessas distâncias optou-

se por aumentar a espessura dos CP para 5 mm, como realizado por Quinn *et al.* (2014b) e Quinn (2015). Assim, os CP de 2 mm de espessura foram usados para produzir lascas a partir de indentações realizadas nas seguintes distâncias da borda do CP: 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm e 0,4 mm (Figura 12).



Figura 11: Lascamento a 0,6 mm da borda envolvendo a base do CP de YZ-NC com 2 mm de espessura. Esse resultado constante inviabilizou o uso dessa espessura de CP e motivou o aumento de espessura dos CP para 5 mm.

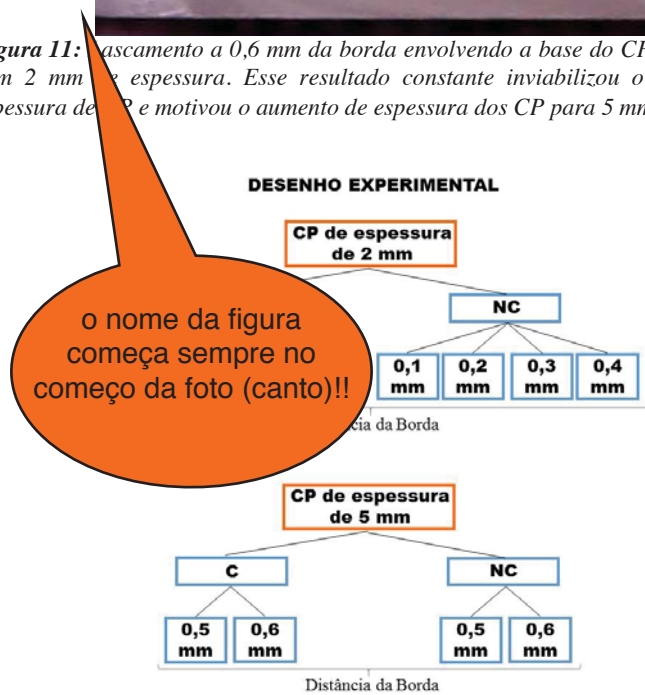


Figura 12: Fluxograma 2 mostrando o desenho experimental detalhado para cada espessura (2 mm e 5 mm) de CP.

Após a produção dos lascamentos foi realizado uma imagem de perfil de cada CP para registro das lascas (Figura 13).



Figura 13: Imagem de perfil dos lascamentos produzidos a 0,3 mm da borda (A) e a 0,2 mm da borda (B) em CP de YZ-NC com espessura de 2 mm.

Conforme a norma CEN/TS 843-9:2010 a R_{eA} é calculada pela equação 1 (F/d). Os valores de F (em Kgf) foram transformados em Newton (N) multiplicando-os pelo valor da gravidade (9,80665).

Como a distribuição de tamanho e localização dos defeitos está relacionada com a variabilidade nos valores experimentais de materiais cerâmicos, foi utilizada a estatística de Weibull para análise dos resultados, obtendo os valores do módulo de Weibull (m) e intervalos de confiança (95%CI). Como os valores de R_{eA} apresentaram diferenças, foi realizada a análise de variância (Anova) e as diferenças foram avaliadas pelo teste de Tukey. Para comparações específicas foi utilizado o teste t de Student. A correlação de Pearson foi utilizado para correlacionar as variáveis distância da borda (d) e força (F) para cada grupo.

5. RESULTADOS

A Figura 14 apresenta os valores médios de força (F em N) para produzir lascamentos em determinadas distâncias da borda (d em mm) nos materiais avaliados (YZ e GC) em ambas condições de suporte (C e NC). Os quatro grupos apresentaram uma tendência de comportamento linear, ou seja, com o aumento da distância da borda houve um aumento na F ($R \geq 0,98$). Na distância de 0,6 mm da borda os valores médios de F voltam a ficar semelhantes, independentemente da situação de suporte (NC e C), sugerindo uma estabilidade na curva F vs d.

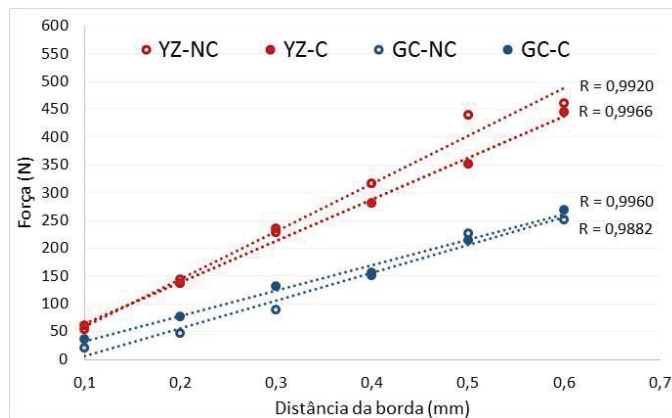


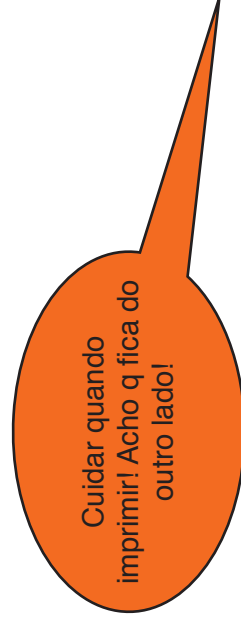
Figura 14: Valores médios de Força (em N) para produzir lascamentos em determinadas distâncias da borda (em mm). Os valores de R também são reportados nessa figura.

Tabela 4: Valores médios e desvio padrão da R_{eA} seguidos dos agrupamentos estatísticos e valores do módulo de Weibull (m) com intervalos de confiança de 95% (95%CI) seguidos de agrupamentos estatísticos, para o material YZ NC e C, em diferentes distâncias da borda (d) ($n=25$).

d (mm)	R_{eA} (N/mm)		m	
	NC	C	NC	C
0,1	452 ± 136 aA	540 ± 153 aA	2,7 (2,1-3,6) aA	3,1 (2,3-4,1) aA
0,2	672 ± 73 bA	692 ± 135 bA	7,8 (5,7-10,7) bA	4,6 (3,4-6,2) abA
0,3	738 ± 107 bcA	773 ± 127 bA	6,4 (4,8-8,8) bA	5,9 (4,4-7,9) bA
0,4	800 ± 103 cdB	690 ± 79 bA	7,5 (5,6-10,0) bA	7,7 (5,7-10,2) bcA
0,5	858 ± 104 dB	689 ± 59 bA	7,6 (5,9-9,8) bA	11,4 (8,5-15,2)cA
0,6	774 ± 72 cB	711 ± 66 bA	11,9 (8,8-16,2)bA	11,2 (8,2-15,3)cA

Valores de R_{eA} e m seguidos de letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas na coluna nos valores de mesma propriedade comparando a variável distância da borda ($p \leq 0,05$).

Valores de R_{eA} e m seguidos de diferentes letras maiúsculas indicam diferenças estatísticas na linha nos valores de mesma propriedade comparando a variável cimentação ($p \leq 0,05$).



Os valores médios e desvio padrão da R_{eA} (N/mm) e valores do módulo de Weibull (m) do material YZ a diferentes distâncias da borda estão apresentados na Tabela 4.

Para YZ os valores médios de R_{eA} foram significativamente menores na distância de 0,1 mm da borda ($p < 0,05$). Nos CP cimentados (YZ-C) as demais distâncias (0,2-0,6 mm) da borda não diferiram nos valores de R_{eA} ($p > 0,05$). Nos CP não cimentados (YZ-NC) houve um aumento dos valores de R_{eA} conforme aumentou a distância (0,2-0,5 mm) da borda, exceto na $d=0,6$ mm. Quando avaliado a variável cimentação, não houve diferença significativa nos valores médios de R_{eA} da YZ nas distâncias de 0,1 a 0,3 mm da borda ($p > 0,05$) (Tabela 4).

Para os valores do módulo de Weibull (m) considerando o 95%CI, na variável distância da borda, os grupos YZ-NC foram estatisticamente semelhantes, exceto em $d=0,1$ mm. Nos grupos YZ-C os valores de m foram estatisticamente semelhantes entre as distâncias 0,2 mm, 0,3 mm e 0,4 mm da borda, e entre as distâncias 0,4 mm, 0,5 mm e 0,6 mm da borda (Tabela 4). Na variável cimentação, o valor de m foi semelhante para todos os grupos (Figura 15).

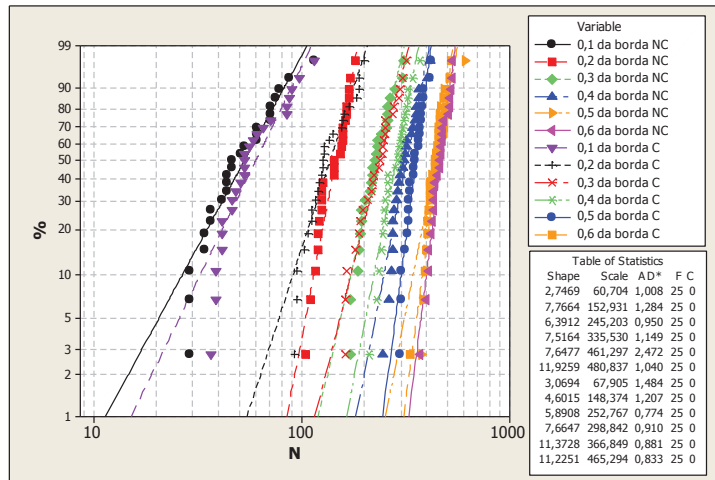


Figura 15: Representação gráfica da distribuição de Weibull apresentada na Tabela 4 para o material YZ.

Tabela 5: Valores médios e desvio padrão da R_{eA} seguidos dos agrupamentos estatísticos e valores do módulo de Weibull (m) com intervalos de confiança de 95% (95%CI) seguidos de agrupamentos estatísticos, para o material GC NC e C, em diferentes distâncias da borda (d) ($n=25$).

d (mm)	R_{eA} (N/mm)			m		
	NC	C		NC	C	
0,1	170 ± 43 aA	308 ± 114 aB		4,5 (3,3-6,2) aA	2,9(2,1-3,9) aA	
0,2	233 ± 44 bA	360 ± 116 abB		5,5 (4,0 -7,5) aA	3,3(2,5-4,5) abA	
0,3	299 ± 48 cA	444 ± 89 bcB		6,3 (4,7 -8,4) abA	6,0(4,4-8,1) bA	
0,4	367 ± 63 dA	386 ± 71 bcA		4,7 (3,6- 6,1) aA	6,3(4,6-8,5) bA	
0,5	441 ± 47 eA	425 ± 74 bcA		10,7(8,0-14,5)bA	5,3(4,0-6,9) bB	
0,6	416 ± 72 eA	449 ± 71 cA		6,7 (5,2-9,4) abA	6,0(4,6-8,0) bA	

Valores de R_{eA} e m seguidos de letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas na coluna nos valores de mesma propriedade comparando a variável distância da borda ($p \leq 0,05$).

Valores de R_{eA} e m seguidos de diferentes letras maiúsculas indicam diferenças estatísticas na linha nos valores de mesma propriedade comparando a variável cimentação ($p \leq 0,05$).



Os Valores médios e desvio padrão da ReA (N/mm) e valores do módulo de Weibull (m) do material GC em diferentes distâncias da borda (mm) estão apresentados na Tabela 5.

Nos CP cimentados (GC-C) os valores médios de R_{eA} foram significativamente semelhantes nas distâncias 0,2 mm a 0,5 mm; e entre as distâncias de 0,3 mm a 0,6 mm. Nos CP não cimentados (GC-NC) houve um aumento significativo nos valores de R_{eA} conforme aumentou a distância ($p < 0,05$), mas nas distâncias de 0,5 mm e 0,6 mm os valores de R_{eA} foram semelhantes ($p > 0,05$) (Tabela 5). Quando avaliado a variável cimentação, não houve diferença significativa nos valores médios de R_{eA} da GC nas distâncias de 0,4 mm, 0,5 mm e 0,6 mm da borda ($p > 0,05$) (Tabela 5).

Para os valores do módulo de Weibull (m) considerando o 95%CI, na variável distância da borda, os grupos GC-NC foram estatisticamente semelhantes, exceto em $d = 0,5$ mm. Nos grupos GC-C os valores de m foram estatisticamente semelhantes entre as distâncias 0,2 mm a 0,6 mm da borda (Tabela 5). Na variável cimentação, o valor de m foi semelhante para todos os grupos, exceto para $d = 0,5$ mm (Figura 16).

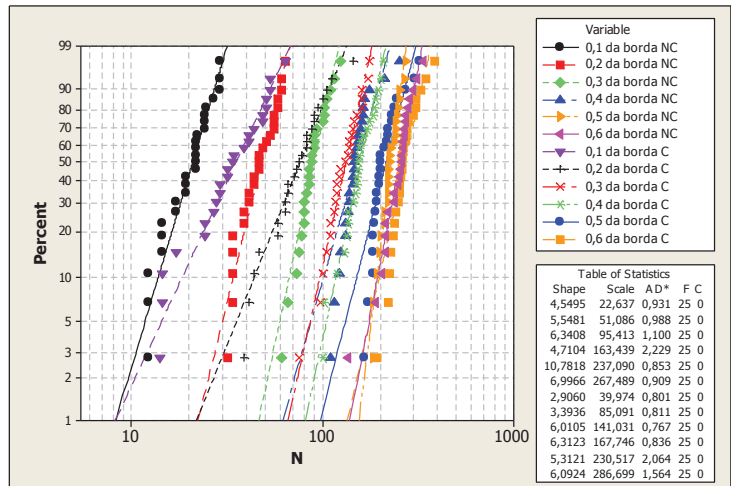


Figura 16: Representação gráfica da distribuição de Weibull apresentada na Tabela 5 para o material GC.

6. DISCUSSÃO

Uma das principais causas de falhas clínicas de restaurações cerâmicas é o lascamento, principalmente quando se trata de restaurações multicamadas (Sailer *et al.*, 2015; Pjetursson *et al.*, 2015). Contudo, restaurações de cerâmica monolítica estão se tornando mais populares, principalmente devido a melhora do resultado estético desses materiais e como uma tentativa de resolução do problema com lascamento (*chipping*). Assim, este estudo estimou a resistência à fratura por lascamento de dois materiais restauradores (GC e YZ) utilizados para a confecção de restaurações monolíticas.

Além disso, não há relatos de investigação da resistência ao lascamento de cerâmicas cimentadas adesivamente à estrutura análoga a dentina, simulando a situação clínica, o que justifica uma das variáveis desse estudo. Segundo alguns trabalhos (Clelland *et al.*, 2006; Wang *et al.*, 2007; Kelly *et al.* 2010), o material utilizado (NEMA G10) apresenta propriedades elásticas e adesivas semelhantes a dentina hidratada, por isso pode ser utilizado como um substituto da dentina humana.

Um dos objetivos do presente estudo foi conduzir experimentos de resistência ao lascamento (*edge chipping*) sob condições controladas em CP com geometria e arestas (bordas) bem definidas e usando penetrador Vickers padronizado, conforme previamente reportado

(Ereifej *et al.*, 2009; Quinn *et al.*, 2010; Quinn *et al.*, 2013; Zhang *et al.*, 2013; Quinn *et al.*, 2014a; Quinn *et al.*, 2014b; Quinn *et al.*, 2015) e normatizado (CEN/TS 843-9:2010).

A literatura apresenta duas formas de avaliar a resistência ao lascamento: coletar os dados de lascamentos produzidos a partir de várias distâncias, ou a partir de uma única distância, como por exemplo a 0,5 mm da borda (Ereifej *et al.*, 2009). Por utilizar variável (cimentação) inédita, o presente estudo avaliou a resistência ao lascamento a partir de várias distâncias da borda (0,1 mm a 0,6 mm).

Inicialmente, os CP foram confeccionados com espessura de 2 mm, representando uma espessura clinicamente revelante. No entanto, nessa espessura (2 mm), foi possível obter lascas com validade experimental apenas nas distâncias de 0,1 mm a 0,4 mm da borda (Figura 13). Os lascamentos com distâncias maiores da borda, 0,5 mm e 0,6 mm, tornaram-se inválidos, pois a lasca se estendia até a base dos CP, tanto em corpos de prova C como NC (Fig. 11). Assim, foram adicionados ao estudo CP com espessura de 5 mm, como realizado por Quinn (2015), para produzir lascamentos válidos a partir das distâncias de 0,5 mm e 0,6 mm da borda (Figura 17). Essa estratégia experimental deu resultado esperado, proporcionando lascamentos mais visíveis e fáceis de mensurar, se comparado aos produzidos nos CP de 2 mm de espessura.



Figura 17 Imagem de perfil dos lascamentos produzidos a 0,6 mm da borda (A) e a 0,2 mm da borda (B) em CP de YZ-NC com espessura de 5 mm.

A confiabilidade experimental aumenta conforme aumenta o número amostral (n), produzindo resultados com robustez estatística. Assim, no presente estudo foi realizado 25 lascamentos para cada distância da borda (n=25), totalizando 150 lascamentos por material e condição avaliada, o que é superior aos estudos anteriores (Ereife et al., 2009; Quinn et al., 2010; Quinn et al., 2013; Zhang et al., 2011; Quinn et al., 2014a; Quinn et al., 2014b; Quinn et al., 2015).

o nome da figura começa sempre no começo da foto (canto)!!

A finalidade de evitar estresse residual de uma lasca em uma distância mínima de 3 mm entre as lascas, o que é um procedimento adequado.

Os problemas encontrados durante a realização desse trabalho, como também relatado nos primeiros estudos com essa técnica (Quinn et al., 2014b), foi o *overchipping*, principalmente nos CP de YZ. Ao lascamento, o ensaio era finalizado manualmente, porém, em alguns casos, o penetrador causava um dano maior na amostra, superestimando a distância da borda. Em tais casos, de *overchipping*, o lascamento foi descartado. Assim, sugere-se utilizar meio acústico para interromper a carga ao som da primeira trinca, evitando danos adicionais à amostra (Corazza et al., 2015; Alessandretti et al., 2017).

Como os CP cerâmicos foram fabricados especificamente para esse experimento e a distância da borda (d) foi um parâmetro crítico para o resultado de resistência ao lascamento ($R_{eA} = F/d$), todas as “d” das lascas foram determinadas antes da penetração Vickers e mensuradas imediatamente após o lascamento com o auxílio de um microscópio digital. Esse procedimento oferece maior precisão ao valor de “d” do que originalmente proposto (Quinn *et al.*, 2010; Quinn *et al.*, 2013; Quinn *et al.*, 2014a; Quinn *et al.*, 2014b; Quinn *et al.*, 2015) onde a “d” era previamente ajustada a valores fixos (0,1 mm, 0,2 mm e assim por diante), sem reavaliação pós-lascamento, ou seja, os valores de “d” eram assumidos em uma casa após a vírgula.

Avaliando os valores médios de força (F) em relação a “d” (Fig. 14) observa-se que existe uma correlação positiva forte ($R \geq 0,98$), em que a F aumenta à medida que a distância da borda (d) aumenta, confirmando a primeira hipótese desse estudo e corroborando com achados de outros trabalhos (Watts *et al.*, 2008; Ereifej *et al.*, 2009; Quinn *et al.*, 2010; Quinn *et al.*, 2013; Quinn *et al.*, 2014a; Quinn *et al.*, 2014b; Quinn *et al.*, 2015). Assim, considerando e sem prejuízo a anatomia dental, aconselha-se distanciar o máximo possível qualquer contato dental do perímetro oclusal ou incisal (bordas) das restaurações para aumentar a resistência à fratura por lascamento do material restaurador. Esse raciocínio também é compartilhado por Zhang *et al.* (2013), que ao compararem os modos de fratura, indicaram que o lascamento é mais provável de ocorrer em cargas oclusais mais baixas, sugerindo que se deve evitar contatos menores que 1 mm da borda, pois em distâncias menores a força supera aquela encontrada em molares em pessoas com mordida normal (400 N). Considerando essa força

mastigatória e os resultados do presente estudo, sugere-se que, no caso da YZ é recomendado, pelo menos, uma $d \geq 0,6$ mm (Fig. 14).

Quinn *et al.* (2014a) mostraram que as curvas F vs d têm tendências lineares em distâncias menores que 0,3 mm da borda, mas com tendência não linear para distâncias acima de 0,5 mm, o que pode ser observado no presente estudo onde na distância de 0,6 mm houve uma estabilidade na curva F vs d .

Com relação aos valores médios de R_{eA} , os resultados desse estudo mostraram que há uma tendência de aumento dos valores de R_{eA} conforme aumenta a distância da borda (d), especialmente para os grupos NC. Contudo, essa tendência não se confirma nos materiais cimentados (C), confirmando parcialmente a segunda hipótese desse estudo. Essa hipótese experimental foi elaborada com base em estudos prévios, que não contemplam cimentação adesiva dos CP cerâmicos a material análogo a dentina. Considerando, então, apenas os grupos YZ-NC e GC-NC, os resultados do presente estudo, apresentam tendência similar aos achados reportados (Ereifej *et al.*, 2009; Quinn *et al.*, 2010; Quinn *et al.*, 2013; Zhang *et al.*, 2013; Quinn *et al.*, 2014a; Quinn *et al.*, 2014b; Quinn *et al.*, 2015). Apesar de recomendação normativa (CEN/TS 843-9:2010) para reportar resultados em R_{eA} , com unidades de N/mm, não há relatos de estudos utilizando esse parâmetro, o que dificulta a comparação direta dos resultados. Esclarecendo, as publicações do grupo de Quinn (Quinn *et al.*, 2014a; Quinn *et al.*, 2014b; Quinn *et al.*, 2015) reportam os resultados de F vs d e de T_e , que seria semelhante a R_{eA} em caso de dados com tendência linear, o que não ocorreu com os lascamentos produzidos a partir do penetrador Vickers, também usado no presente estudo. Nos estudos do grupo de Watts

(Watts *et al.*, 2008; Ereifej *et al.*, 2009) os resultados são reportados em $S_{E(0,5)}$ (em N).

Em relação a variável cimentação, o comportamento dos materiais (GC e YZ) foi distinto, com valores médios de R_{eA} significativamente diferentes para algumas distâncias da borda (d), rejeitando a terceira hipótese desse estudo. O material YZ apresentou valores de R_{eA} significativamente superiores quando NC em distâncias maiores ($d= 0,4$ mm a $0,6$ mm) da borda ($p<0,05$). No entanto, para o material GC, nessas mesmas distâncias ($d= 0,4$ mm a $0,6$ mm) não houve diferenças estatísticas ($p>0,05$) entre NC e C, mas houve diferença significativa nos valores de R_{eA} ($p<0,05$) entre NC e C nas distâncias menores ($d= 0,1$ mm a $0,3$ mm) da borda. Isso pode ser explicado pelas diferentes propriedades das cerâmicas avaliadas, ou seja, a cimentação adesiva pode ser um diferencial positivo na R_{eA} para uma cerâmica de menor tenacidade e módulo de elasticidade (E), como a GC (Della Bona *et al.*, 2004), quando a lasca for provocada próximo da borda ($d\leq 0,3$ mm). Nesse contexto, a cimentação adesiva pode ser interpretada como sistema de suporte estrutural com transferência e distribuição mais eficaz de estresse entre cerâmica e base de sustentação. Esse sistema de distribuição de estresse via adesão a um substrato parece não ser importante para um material mais tenaz e com maior E , como é o caso do YZ, quando a lasca for provocada próximo da borda ($d\leq 0,3$ mm). Não obstante, o módulo de Weibull (m) da mesma cerâmica, C e NC, foi similar, sugerindo semelhante confiabilidade estrutural.

Ereifej *et al.* (2009) e Quinn *et al.* (2010), não observaram diferenças na resistência ao lascamento de porcelanas quando diferentes materiais de base foram utilizados sugerindo que a resistência ao

lascamento não é afetada pelas propriedades do material de base, mas pela característica do material de recobrimento, que deveria apresentar melhores propriedades mecânicas.

De acordo com o presente estudo, sugere-se utilizar a distância de 0,3 mm em espécimes com espessura clinicamente relevante (2 mm) para comparar materiais, devido a menor variabilidade nos valores de R_{eA} e a facilidade no posicionamento do penetrador e mensuração da lasca produzida.

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações do presente estudo, apresentadas na discussão, pode-se concluir que:

- Com o aumento da distância da borda (d) existe um aumento da força (F) para produzir o lascamento, confirmando a primeira hipótese desse estudo.
- Há uma tendência de aumento dos valores de R_{eA} conforme aumenta a distância da borda (d), especialmente para os grupos não cimentados (NC). Entretanto, essa tendência não se confirma para os materiais nos grupos cimentados (C), confirmando parcialmente a segunda hipótese desse estudo.
- A resistência ao lascamento (R_{eA}) apresentou um comportamento diferente com a cimentação em algumas distâncias da borda, dependendo do tipo de cerâmica, rejeitando a terceira hipótese desse estudo.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo confirmou a importância de mantermos os pontos de contato oclusais a uma distância mínima do perímetro oclusal ou incisal das restaurações para minimizar possíveis lascamentos. Isso é uma relevante confirmação clínica.

Ficou evidenciado a necessidade de padronização da metodologia com equipamento capaz de realizar de forma eficaz e rápida os lascamentos. Além da importância na validação de tal metodologia, avaliando uma maior diversidade de materiais sob orientação da norma CEN/TS 843-9:2010.

Essa metodologia pode se qualificar ainda mais se princípios de fractografia forem considerados na avaliação, ou seja, um exame criterioso e comparativo das formas e tamanhos das lascas produzidas em diferentes classes de materiais seria, provavelmente, associado a microestrutura e as propriedades desses materiais. Nesse raciocínio, pode-se ampliar a relevância clínica descrita no primeiro parágrafo dessa página, discriminando a resistência ao lascamento com relação a distância da borda para diferentes materiais restauradores.

Como toda metodologia, essa também oferece dificuldades e limitações. As principais estão relacionadas a precisão na produção da lasca e de sua mensuração quanto a distância da borda. O desenvolvimento e qualidade do equipamento utilizado no estudo foi,

certamente, crucial para esse trabalho. Necessário mencionar que o desafio em fabricar tal equipamento originou-se da falta de um equipamento comercialmente disponível e da inoperância dos equipamentos reportados na literatura, segundo dois dos principais grupos (Quinn e Watts).

Tais desafios deve ser ampliado na continuação do estudo em nível de doutorado.

REFERÊNCIAS

- ALBERO, A. *et al.* Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, v. 7, n. 4, p. e495-e500, 2015.
- ALESSANDRETTI, R. *et al.* Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. **Dent Mater**, v. 33, n. 2, p. 191-197, Feb 2017
- AMER, R.; KÜRKLÜ, D.; JOHNSTON, W. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 2, p. 260-265, 2015.
- APEL, E. *et al.* Phenomena and mechanisms of crack propagation in glass-ceramics. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 1, n. 4, p. 313-325, 2008.
- ASKELAND, D.R.; PHULÉ, P.P. **Ciência e engenharia dos materiais**. São Paulo: Cengage Learning, 2008. 594.
- AURÉLIO, I. L. *et al.* Does air particle abrasion affect the flexural strength and phase transformation of Y-TZP? A systematic review and meta-analysis. **Dental Materials**, v. 32, n. 6, p. 827-845, 2016.
- BAROUDI, K.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. Edge-strength of flowable resin-composites. **Journal of Dentistry**, v. 36, n. 1, p. 63-68, 2008.
- BASSO, G. R. *et al.* flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique. **Dental Materials**, v. 31, n. 12, p. 1453-1459, 2015.

BELLI, R.; PETSCHERT, A.; LOHBAUER, U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 21, p. 167-177, 2013.

BENETTI, P.; DELLA BONA, A.; KELLY, J. R. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. **Dent Mater**, v. 26, n. 8, p. 743-50, Aug 2010.

BENETTI, P.; KELLY, J. R.; DELLA BONA, A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. **Dental Materials**, v. 29, n. 11, p. 1166-1172, 2013.

BENETTI, P. *et al.* Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. **Dental Materials**, v. 30, n. 5, p. 554-563, 2014.

BONFANTE, E. A. *et al.* Effect of framework design on crown failure. **European Journal of Oral Sciences**, v. 117, n. 2, p. 194-199, 2009.

BONFANTE, E. A. *et al.* Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. **European Journal of Oral Sciences**, v. 118, n. 2, p. 202-209, 2010.

BORBA, M. *et al.* Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. **Dent Mater**, v. 27, n. 7, p. 710-21, Jul 2011.

BORBA, M. *et al.* Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. **Dent Mater**, v. 32, n. 12, p. 1536-1542, Dec 2016.

CEN/TS 843-9:2010. **European Committee for Standardization. Advanced technical ceramics. Mechanical properties of monolithic ceramics at room temperature. Method of test for edge-chip resistance.** 2010.

CHAI, H.; LEE, J. J. W.; LAWN, B. R. On the chipping and splitting of teeth. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 4, n. 3, p. 315-321, 2011.

CHANG, J. S. *et al.* Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 2, p. 86-90, 2015.

CHEVALIER, J. What future for zirconia as a biomaterial? **Biomaterials**, v. 27, n. 4, p. 535-543, 2006.

CHEVALIER, J. *et al.* The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 92, n. 9, p. 1901-1920, 2009.

CHEVALIER, J. *et al.* Crack Propagation Behavior of Y-TZP Ceramics. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 78, n. 7, p. 1889-1894, 1995.

CHRISTEL, P. *et al.* Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 23, n. 1, p. 45-61, 1989.

CLELLAND, N. L. *et al.* Influence of interface surface conditions on indentation failure of simulated bonded ceramic onlays. **Dent Mater**, v. 22, n. 2, p. 99-106, Feb 2006.

CORAZZA, P. H. *et al.* Lifetime comparison of Y-TZP/porcelain crowns under different loading conditions. **Journal of Dentistry**, v. 43, n. 4, p. 450-457, 2015.

CORAZZA, P. H. *et al.* Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. **Dental Materials**, v. 29, n. 3, p. 339-347, 2013.

COTTOM, B. A.; MAYO, M. J. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂-3mol% y₂o₃ determined by vickers indentation. **Scripta Materialia**, v. 34, n. 5, p. 809-814, 1996.

DE KLER, M. *et al.* Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 34, n. 11, p. 841-847, 2007.

DELLA BONA, A. *et al.* Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. **Dental Materials**, v. 23, n. 6, p. 769-775, 2007.

DELLA BONA, Á. **Adesão às cerâmicas: evidências científicas para uso clínico**. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2009.

DELLA BONA, A.; MECHOLSKY JR, J. J.; ANUSAVICE, K. J. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. **Dental Materials**, v. 20, n. 10, p. 956-962, 2004.

DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K. J.; DEHOFF, P. H. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. **Dental Materials**, v. 19, n. 7, p. 662-669, 2003.

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dental Materials**, v. 24, n. 3, p. 299-307, 2008.

DENRY, I.; KELLY, J. R. Emerging ceramic-based materials for dentistry. **Journal of Dental Research**, v. 93, n. 12, p. 1235-1242, 2014.

EBEID, K. *et al.* Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. **Dental Materials**, v. 30, n. 12, p. e419-e424, 2014.

EREIFEJ, N.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. Edge strength of indirect restorative materials. **Journal of Dentistry**, v. 37, n. 10, p. 799-806, 2009.

ETMAN, M. K.; WOOLFORD, M. J. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 103, n. 2, p. 80-90, 2010.

FASBINDER, D. J. *et al.* A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 141 Suppl 2, 2010.

FILSER, F. *et al.* Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM).

International journal of computerized dentistry, v. 4, n. 2, p. 89-106, 2001.

FISCHER, J. *et al.* Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. **Dental Materials**, v. 25, n. 4, p. 419-423, 2009.

FRADEANI, M.; REDEMAGNI, M.; CORRADO, M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation - A retrospective study. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, v. 25, n. 1, p. 9-17, 2005.

GEHRT, M. *et al.* Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. **Clinical Oral Investigations**, v. 17, n. 1, p. 275-284, 2013.

GHERLONE, E. *et al.* A 3 years retrospective study of survival for zirconia-based single crowns fabricated from intraoral digital impressions. **Journal of Dentistry**, v. 42, n. 9, p. 1151-1155, 2014.

GOGOTSI, G.; MUDRIK, S.; GALENKO, V. Evaluation of fracture resistance of ceramics: Edge fracture tests. **Ceramics International**, v. 33, n. 3, p. 315-320, 2007.

GOGOTSI, G. A.; MUDRIK, S. P. Fracture barrier estimation by the edge fracture test method. **Ceramics International**, v. 35, n. 5, p. 1871-1875, 2009.

GONZAGA, C. C. *et al.* Slow crack growth and reliability of dental ceramics. **Dent Mater**, v. 27, n. 4, p. 394-406, Apr 2011.

GUAZZATO, M. *et al.* Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dental Materials**, v. 20, n. 5, p. 449-456, 2004.

GUAZZATO, M. *et al.* Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. **Journal of Dentistry**, v. 33, n. 1, p. 9-18, 2005.

GUAZZATO, M. *et al.* Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. **Australian dental journal**, v. 55, n. 3, p. 306-310, 2010.

GUO, X. Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. **Chemistry of Materials**, v. 16, n. 21, p. 3988-3994, 2004.

HANNINK, R. H. J.; KELLY, P. M.; MUDDLE, B. C. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 83, n. 3, p. 461-487, 2000.

HEUER, A. H. *et al.* Stability of Tetragonal ZrO_2 Particles in Ceramic Matrices. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 65, n. 12, p. 642-650, 1982.

JIANG, L. *et al.* Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 22, n. 11, p. 2429-2435, 2011.

JOSHI, G. V. *et al.* Fatigue loading and R-curve behavior of a dental glass-ceramic with multiple flaw distributions. **Dent Mater**, v. 29, n. 11, p. 1123-31, Nov 2013.

JOSHI, G. V. *et al.* Contributions of stress corrosion and cyclic fatigue to subcritical crack growth in a dental glass-ceramic. **Dent Mater**, v. 30, n. 8, p. 884-90, Aug 2014.

KELLY, J. R. *et al.* Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 104, n. 4, p. 228-238, 2010.

KIM, J. W. *et al.* Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM Zirconia. **Journal of Dental Research**, v. 89, n. 1, p. 91-95, 2010.

KIM, S. H.; WATTS, D. C. In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials. **Dental Materials**, v. 23, n. 12, p. 1570-1573, 2007.

KOENIG, V. *et al.* Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. **Journal of Dentistry**, v. 41, n. 12, p. 1164-1174, 2013.

KOSMAČ, T. *et al.* The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. **Dental Materials**, v. 15, n. 6, p. 426-433, 1999.

LAMEIRA, D. P. *et al.* Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. **BioMed Research International**, v. 2015, 2015.

LAN, T. H. *et al.* Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. **Journal of Prosthetic Dentistry**, 2015.

LAWN, B. R. *et al.* Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. **Journal of Dental Research**, v. 81, n. 6, p. 433-438, 2002.

LOHBAUER, U. *et al.* Fractographic analysis of a dental zirconia framework: A case study on design issues. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 3, n. 8, p. 623-629, 2010.

LUTHARDT, R. G. *et al.* Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. **Journal of Dental Research**, v. 81, n. 7, p. 487-491, 2002.

MAKAROUNA, M. *et al.* Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. **The International journal of prosthodontics**, v. 24, n. 3, p. 204-206, 2011.

MARQUARDT, P.; STRUB, J. R. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. **Quintessence Int**, v. 37, n. 4, p. 253-9, Apr 2006.

MECHOLSKY JR, J. J. Fractography: Determining the sites of fracture initiation. **Dental Materials**, v. 11, n. 2, p. 113-116, 1995a.

MECHOLSKY JR, J. J. Fracture mechanics principles. **Dental Materials**, v. 11, n. 2, p. 111-112, 1995b.

MICHALSKE, T. A.; FREIMAN, S. W. A Molecular Mechanism for Stress Corrosion in Vitreous Silica. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 66, n. 4, p. 284-288, 1983.

MIYAZAKI, T. *et al.* A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. **Dental Materials Journal**, v. 28, n. 1, p. 44-56, 2009.

MORENA, R. *et al.* Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. **J Dent Res**, v. 65, n. 7, p. 993-7, Jul 1986.

MORRELL, R.; GANT, A. J. Edge chipping of hard materials. **International Journal of Refractory Metals and Hard Materials**, v. 19, n. 4-6, p. 293-301, 2001.

NORDAHL, N.; VULT VON STEYERN, P.; LARSSON, C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. **Journal of Oral Science**, v. 57, n. 3, p. 255-261, 2015.

ØILO, M.; GJERDET, N. R.; TVINNEREIM, H. M. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. **Dental Materials**, v. 24, n. 4, p. 471-475, 2008.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials**, v. 20, n. 1, p. 1-25, 1999.

PINTO, M. M. *et al.* Influence of pH on slow crack growth of dental porcelains. **Dent Mater**, v. 24, n. 6, p. 814-23, Jun 2008.

PJETURSSON, B. E. *et al.* All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. **Dental Materials**, v. 31, n. 6, p. 624-639, 2015.

PJETURSSON, B. E. *et al.* A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. **Clinical Oral Implants Research**, v. 18, n. SUPPL. 3, p. 73-85, 2007.

QUINN, G. D. **Fractography of ceramics and glasses.** Special Publication, 2007.

QUINN, G. D. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. **Dental Materials**, v. 31, n. 1, p. 26-36, 2015.

QUINN, G. D.; GIUSEPPETTI, A. A.; HOFFMAN, K. H. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part 2. Phenomenological model and the effect of indenter type. **Dental Materials**, v. 30, n. 5, 2014a.

QUINN, G. D.; GIUSEPPETTI, A. A.; HOFFMAN, K. H.. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part i - Procedures and results. **Dental Materials**, v. 30, n. 5, 2014b.

QUINN, G. D.; MELANDRI, C.; DE PORTU, G. Edge chipping resistance of alumina/zirconia laminates. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 96, n. 7, p. 2283-2291, 2013.

QUINN, J. B.; QUINN, G. D. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. **Dental Materials**, v. 26, n. 2, p. 135-147, 2010.

QUINN, J. B. *et al.* Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. **Dental Materials**, v. 26, n. 1, p. 13-20, 2010.

RAIGRODSKI, A. J. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. **Dental Clinics of North America**, v. 48, n. 2, p. 531-544, 2004.

RAMOS, G. F. *et al.* Failure Probability of Three Designs of Zirconia Crowns. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 35, n. 6, p. 843-9, Nov-Dec 2015.

REKOW, E. D. *et al.* Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. **Journal of Dental Research**, v. 90, n. 8, p. 937-952, 2011.

RINKE, S. *et al.* Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. **The International journal of prosthodontics**, v. 26, n. 2, p. 164-171, 2013.

RITTER, J. E. Predicting lifetimes of materials and material structures. **Dental Materials**, v. 11, n. 2, p. 142-146, 1995.

ROSENTRITT, M. *et al.* Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. **Journal of Dentistry**, v. 37, n. 12, p. 978-983, 2009.

RUES, S. *et al.* Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. **Journal of Dentistry**, v. 38, n. 12, p. 987-994, 2010.

SAILER, I. *et al.* Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. **International Journal of Prosthodontics**, v. 20, n. 4, p. 383-388, 2007.

SAILER, I. *et al.* All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). **Dental Materials**, v. 31, n. 6, p. 603-623, 2015.

SALAZAR MAROCHO, S. M. *et al.* Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. **Dental Materials**, v. 26, n. 5, p. 483-490, 2010.

SCHERRER, S. S.; QUINN, G. D.; QUINN, J. B. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. **Dental Materials**, v. 24, n. 8, p. 1107-1113, 2008.

SCHMITTER, M.; MUELLER, D.; RUES, S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. **Journal of Dentistry**, v. 40, n. 2, p. 154-162, 2012.

SEYDLER, B.; SCHMITTER, M. Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 2, p. 212-216, 2015.

SILVA, N. R. *et al.* Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. **Journal of the American Dental Association (1939)**, v. 142 Suppl 2, 2011.

SJÖLIN, R.; SUNDH, A.; BERGMAN, M. The Decim system for the production of dental restorations. **International journal of computerized dentistry**, v. 2, n. 3, p. 197-207, 1999.

STAWARCZYK, B. *et al.* The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. **Clinical Oral Investigations**, v. 17, n. 1, p. 269-274, 2013.

STRUB, J. R.; REKOW, E. D.; WITKOWSKI, S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. **Journal of the American Dental Association**, v. 137, n. 9, p. 1289-1296, 2006.

SUN, T. *et al.* Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 35, p. 93-101, 2014.

SWAIN, M. V. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. **Acta Biomater**, v. 5, n. 5, p. 1668-77, Jun 2009.

TASKONAK, B. *et al.* The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. **Dental Materials**, v. 24, n. 9, p. 1149-1155, 2008.

TASKONAK, B.; SERTGÖZ, A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. **Dental Materials**, v. 22, n. 11, p. 1008-1013, 2006.

THOLEY, M. J.; SWAIN, M. V.; THIEL, N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. **Dental Materials**, v. 27, n. 11, p. 1102-1110, 2011.

THOMPSON, G. A. Determining the slow crack growth parameter and weibull two-parameter estimates of bilaminate disks by constant

displacement-rate flexural testing. **Dental Materials**, v. 20, n. 1, p. 51-62, 2004.

THOMPSON, J. Y. *et al.* Fracture Surface Characterization of Clinically Failed All-ceramic Crowns. **Journal of Dental Research**, v. 73, n. 12, p. 1824-1832, 1994.

TINSCHERT, J. *et al.* Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. **International Journal of Prosthodontics**, v. 14, n. 3, p. 231-238, 2001.

TINSCHERT, J. *et al.* Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, v. 80, n. 2, p. 317-321, 2007.

TINSCHERT, J. *et al.* Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. **Journal of Dentistry**, v. 28, n. 7, p. 529-535, 2000.

VAN NOORT, R. The future of dental devices is digital. **Dental Materials**, v. 28, n. 1, p. 3-12, 2012.

WANG, Y. *et al.* Statistical failure analysis of adhesive resin cement bonded dental ceramics. **Eng Fract Mech**, v. 74, n. 12, p. 1838-1856, Aug 2007.

WATTS, D. C. *et al.* Edge strength of resin-composite margins. **Dental Materials**, v. 24, n. 1, p. 129-133, 2008.

ZHANG, Y. *et al.* Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. **Dent Mater**, v. 29, n. 12, p. 1201-8, Dec 2013.

**RESISTÊNCIA À FRATURA POR LASCAMENTO DE
CERÂMICAS MONOLÍTICAS**

Cristiano Taufer¹
Álvaro Della Bona¹

¹ Faculdade de Odontologia, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, Brasil.

Título Curto: Resistência por Lascamento de Cerâmicas

Autor de correspondência: Álvaro Della Bona, Diretor da Faculdade de Odontologia, Professor do Programa de pós-graduação em Odontologia, Universidade de Passo Fundo, Campus I, BR 285, Passo Fundo, RS, Brasil. dbona@upf.br

RESISTÊNCIA À FRATURA POR LASCAMENTO DE CERÂMICAS MONOLÍTICAS

RESUMO

Objetivos: Estimar a resistência à fratura por lascamento (R_{eA}) de cerâmicas (GC- IPS e.max CAD e YZ- Zenostar Zr Translucent) indicadas para restaurações monolíticas utilizando o teste *edge chipping*, avaliando se a distância da borda (d) influencia na força para produzir o lascamento (F) e na R_{eA} e se a cimentação em material análogo a dentina (G10) influencia a R_{eA} .

Materiais e Métodos: Foram fabricados corpos de prova (CP) em forma de barras com 2 e 5 mm de espessura das cerâmicas GC e YZ. Metade dos CP foram cimentados (C) em G10 ou apenas fixados (NC) para o teste. Lascamentos (n=25) em determinadas d (0,1 - 0,6 mm) foram produzidos nos CP (YZ-C; YZ-NC; GC-C e GC-NC) usando penetrador Vickers conectado a máquina de ensaio universal com velocidade de 1 mm/min. F e d foram registradas e R_{eA} (F/d) foi calculada. Os resultados foram avaliados estatisticamente usando distribuição de Weibull, correlação de Pearson, *Student t*, ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$).

Resultados: Os valores de F e d tiveram uma forte correlação positiva em todos os grupos ($R \geq 0,98$). Houve uma tendência de aumento dos valores de R_{eA} com aumento de d, especialmente para cerâmicas NC.

Entretanto, essa tendência não se confirmou para cerâmicas C. A R_{eA} depende do material/condição avaliado.

Significância: Para reduzir lascamentos, sugere-se que os contatos oclusais em restaurações cerâmicas monolíticas mantenham uma d mínima, distinta para cada material avaliado.

Palavras-chave: Materiais Dentários. Cerâmica. Resistência. Fratura

INTRODUÇÃO

Na odontologia restauradora indireta, os sistemas cerâmicos são uma alternativa a estruturas metálicas, produzindo próteses com características superiores de biocompatibilidade e estética. Na maioria dos casos, principalmente em restaurações anteriores, o comportamento desses sistemas é satisfatório. Porém, a crescente valorização do sorriso e a expansão do uso de cerâmicas têm exigido materiais estéticos de maior resistência [1]. Nesse sentido, a solução tradicional tem sido as restaurações cerâmicas em multicamadas, com uma infraestrutura resistente e uma cobertura cerâmica estética. No entanto, esses sistemas cerâmicos apresentam alguns inconvenientes inerentes à técnica [2-7], tornando-os mais suscetíveis a falhas, principalmente do tipo lascamento (*chipping*) da cerâmica de cobertura [8, 9].

Uma forma de reduzir o problema de fratura por lascamento é fabricar restaurações de cerâmica monolítica. Esse tipo de restauração está se tornando popular, apoiado na promessa de melhor desempenho clínico devido ao aprimoramento na composição e microestrutura dos materiais, resultando em restaurações mais resistentes sem comprometer a estética [10].

Todavia, estudos que avaliam a resistência à fratura por lascamento de restaurações cerâmicas monolíticas são escassos e utilizam corpos de prova (CP) não cimentados à estrutura dental ou análoga [11-19]. Não obstante, restaurações em zircônia monolítica foram introduzidas no mercado sem devida avaliação, deixando uma ampla lista de questionamentos clínicos, incluindo a resistência à fratura por lascamento (R_{cA}) desse sistema cimentado adesivamente.

Essa propriedade, R_{eA} , ou parâmetros relacionados a ela, tem sido avaliada por poucos grupos de pesquisadores na odontologia usando o método *edge chipping* [11, 12, 14, 16-21] apesar da recomendação normativa [22]. Alguns estudos reportaram sobre a força (F em N) necessária para produzir uma lasca a partir de determinada distância da borda (d em mm) [12, 21], outros indicaram a tenacidade ao lascamento (T_e em N/mm) [17-19], mas nenhum estudo avaliou a R_{eA} , de estruturas cerâmicas cimentadas adesivamente a dentina ou material análogo a ela.

Assim, o objetivo desse estudo foi estimar a resistência à fratura por lascamento (R_{eA}) de duas cerâmicas (GC-IPS e.max CAD e YZ-Zenostar Zr Translucent) utilizadas para restaurações monolíticas, avaliando (1) se a distância da borda (d) influencia na força (F) para produzir o lascamento e na R_{eA} e se (2) a cimentação em material análogo da dentina influencia a R_{eA} , testando as seguintes hipóteses: (1) quanto maior a d maior é a F para produzir o lascamento; (2) quanto maior a d maior é o valor de R_{eA} , independentemente de cimentação, e (3) a cimentação adesiva em estrutura análoga a dentina aumenta a R_{eA} da cerâmica, independentemente do tipo de cerâmica.

MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados neste estudo e suas indicações estão descritos na Tabela 1.

Os corpos de prova de GC e YZ com espessura de 2 mm e 5 mm foram obtidos por corte dos blocos cerâmicos pré-sinterizados em cortadeira metalográfica (Strues Minitron, Copenhagen, Dinamarca) utilizando um disco diamantado (Buehler® IsoMet® Diamond Wafering Blades, USA) sob refrigeração de água. O polimento foi realizado em

uma politriz (Struers Abramin, Copenhague, Dinamarca) utilizando lixas de carbetto de silício (#600, 800, 1200). As superfícies foram polidas para que todas ficassem planas e lisas, deixando arestas bem definidas.

Após o polimento, as bordas dos CP foram verificadas com o microscópio óptico de magnificação de 1000x (Ningbo Wason Optical Instrument Co., Ltd, Zhejiang, China). Em caso de defeito ou aresta inadequada, o polimento era realizado novamente. O processo de cristalização dos CP de GC (forno Programat EP5000 - Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) e de sinterização do CP YZ (forno Zirkonofen 600/V2 - ZirkonZahn, Gais, Tirol do sul, Itália) foram realizados seguindo as orientações do fabricante (Ivoclar).

Metade dos CP de cada cerâmica com espessuras de 2 mm e 5 mm foram cimentados (C) em bases de G10 (25 mm x 5 mm) e o restante dos CP foram apenas posicionados e presos (NC) na plataforma de testes.

Para a cimentação dos CP de GC, foi realizado o tratamento de superfície com ácido hidrófluorídrico a 5% por 20 s, seguido de lavagem com spray ar/água, aplicação do monobond-S por 60 s, seguidos de jatos de ar e aplicação do sistema adesivo Multilink N – Primer A + B (1:1) por 15 s. Os CP de YZ foram tratados com o *primer* metal/zircônio (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) deixando-o evaporar por 180 s. Após foi aplicado o sistema adesivo Multilink N – Primer A + B (1:1) por 15 s seguidos de jatos de ar.

A superfície de união das bases de G10 foi tratada com ácido hidrófluorídrico 5% por 120 s, lavada com *spray* ar/água e aplicado o sistema adesivo Multilink N – Primer A + B (1:1) por 15 s seguido de jatos de ar.

O cimento resinoso de polimerização dual (Multilink N) foi aplicado na superfície cerâmica tratada e cada CP foi posicionado centralizado sobre uma base de G10. Uma carga de 750 g foi aplicada sobre o CP por 1 min. O excesso de cimento foi removido com o auxílio de microbrush (FGM, Joinville, SC, Brasil) e o conjunto foi fotoativado por 60 s a partir das faces laterais com aparelho fotopolimerizador (Ratii; SDI, Bayswater, Victoria, Australia) com potência de 1.000 mW/cm².

Para avaliar a resistência ao lascamento das cerâmicas cimentadas (C) ou não (NC) em G10 foi desenvolvido um dispositivo para ensaio de *edge chipping*. O conceito básico desse tipo de equipamento parte da utilização de uma máquina de ensaios universal onde são acoplados uma mesa de coordenadas digital e dispositivos de microscopia, mensuração e captura de imagem. Na máquina de ensaios universal (EMIC DL-2000, EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, PR, Brasil) foi conectada uma haste metálica (100 mm x 16 mm) com um penetrador Vickers em sua extremidade, sendo esse aparato ligado a uma célula de carga (HBM U9B/2KN, Alemanha) conectada a um computador portátil (Spider 8, HBM, Alemanha) para mensuração da carga aplicada (kgf) a uma velocidade de 1 mm/min. Os CP foram acoplados a uma mesa de coordenadas digital com precisão de 0,001; possibilitando a movimentação milimétrica nos eixos X e Y. Com auxílio de um microscópio digital (Digital Microscope Electronic Magnifier, China) e controle de luminosidade foi possível registrar em computador e mensurar os lascamentos produzidos pelo penetrador Vickers. O dispositivo foi idealizado para possibilitar o ensaio das amostras e posterior análise sem prejuízo nas mensurações.

Foram produzidos lascamentos a partir das seguintes distâncias da borda (d) do CP (n=25): 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm e 0,6 mm. Para calcular a distância que a ponta do penetrador estava da borda foi realizado uma marcação no centro de cada CP (ponto zero) possibilitando calcular a distância do primeiro lascamento. A cada lasca realizada foi registrado a força (F em Kgf) e medido, com o auxílio de um *software* (Digital Microscope Measurement), a distância da origem da lasca até a borda (d). A distância entre as lascas produzidas foi sempre maior que 3 mm, ou seja, nunca houve interferência de uma lasca em outra, evitando a influência do estresse residual.

Observou-se que nas amostras de 2 mm, que representa uma espessura clinicamente relevante, as lascas realizadas nas distâncias de 0,5 mm e 0,6 mm da borda envolviam toda a base dos CP, tanto para os cimentados (C) quanto para os não cimentados (NC), inviabilizando o teste. Assim, para avaliar a resistência ao lascamento apenas nessas distâncias optou-se por aumentar a espessura dos CP para 5 mm, como realizado por Quinn [19]. Assim, os CP de 2 mm de espessura foram usados apenas para avaliar lascas produzidas a partir de indentações realizadas a 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm e 0,4 mm da borda do CP.

Os valores de F (em Kgf) foram transformados em Newton (N) multiplicando-os pelo valor da gravidade (9,80665). A resistência ao lascamento da borda (R_{eA} em N/mm) foi calculada pela razão entre a força (F em N) para produzir a lasca e a distância da borda (d em mm) [22]:

$$R_{eA} = F / d \quad (1)$$

Como a distribuição de tamanho e localização dos defeitos está relacionada com a variabilidade nos valores experimentais de materiais cerâmicos, foi utilizada a estatística de Weibull para análise dos resultados, obtendo-se os valores do módulo de Weibull (m) e intervalos de confiança em 95% (95%CI). Como os valores de R_{eA} apresentaram distribuição normal foi realizado a análise de variância (Anova) e as diferenças entre os grupos foram avaliadas pelo teste de Tukey. Para comparações entre dois grupos específicos foi utilizado o teste t de *Student* ($\alpha= 0,05$). O teste de correlação de Pearson foi utilizado para correlacionar as variáveis distância da borda (d) e força (F) para cada grupo.

RESULTADOS

A Figura 1 apresenta os valores médios de força (F em N) para produzir lascamentos em determinadas distâncias da borda (d em mm) nos materiais avaliados (YZ e GC) em ambas condições de suporte (C e NC). Os quatro grupos apresentaram uma tendência de comportamento linear, ou seja, conforme d aumenta, também aumenta a F ($R \geq 0,98$). Em $d= 0,6$ mm os valores médios de F voltam a ficar semelhantes, independentemente da situação de suporte (NC e C), sugerindo uma estabilidade na curva F vs d .

Os valores médios e desvio padrão da R_{eA} (N/mm) e valores do módulo de Weibull (m) do material YZ em diferentes distâncias da borda estão apresentados na Tabela 2.

Para YZ os valores médios de R_{eA} foram significativamente menores na distância de 0,1 mm da borda ($p<0,05$). Nos CP cimentados (YZ-C) as demais distâncias (0,2-0,6 mm) da borda não diferiram nos

valores de R_{eA} ($p>0,05$). Nos CP não cimentados (YZ-NC) houve um aumento dos valores de R_{eA} conforme aumentou a distância (0,2-0,5 mm) da borda, exceto na $d=0,6$ mm. Quando avaliado a variável cimentação, não houve diferença significativa nos valores médios de R_{eA} da YZ nas distâncias de 0,1 a 0,3 mm da borda ($p>0,05$) (Tabela 2).

Para os valores do módulo de Weibull (m), considerando o 95%CI, na variável distância da borda, os grupos YZ-NC foram estatisticamente semelhantes, exceto em $d= 0,1$ mm. Nos grupos YZ-C os valores de m foram estatisticamente semelhantes entre as distâncias 0,2 mm, 0,3 mm e 0,4 mm da borda, e entre as distâncias 0,4 mm, 0,5 mm e 0,6 mm da borda (Tabela 2). Na variável cimentação, o valor de m foi semelhante para todos os grupos.

Os valores médios e desvio padrão da R_{eA} (N/mm) e valores do módulo de Weibull (m) do material GC em diferentes distâncias da borda (mm) estão apresentados na Tabela 3.

Nos CP cimentados (GC-C) os valores médios de R_{eA} foram significativamente semelhantes nas distâncias 0,2 mm a 0,5 mm; e entre as distâncias de 0,3 mm a 0,6 mm. Nos CP não cimentados (GC-NC) houve um aumento significativo nos valores de R_{eA} conforme aumentou a distância ($p<0,05$), mas nas distâncias de 0,5 mm e 0,6 mm os valores de R_{eA} foram semelhantes ($p>0,05$) (Tabela 3). Quando avaliado a variável cimentação, não houve diferença significativa nos valores médios de R_{eA} da GC nas distâncias de 0,4 mm, 0,5 mm e 0,6 mm da borda ($p>0,05$) (Tabela 3).

Para os valores do módulo de Weibull (m) considerando o 95%CI, na variável distância da borda, os grupos GC-NC foram estatisticamente semelhantes, exceto em $d= 0,5$ mm. Nos grupos GC-C

os valores de m foram estatisticamente semelhantes entre as distâncias 0,2 mm a 0,6 mm da borda (Tabela 3). Na variável cimentação, o valor de m foi semelhante para todos os grupos, exceto para $d= 0,5$ mm.

DISCUSSÃO

Uma das principais causas de falhas clínicas de restaurações cerâmicas é o lascamento, principalmente quando se trata de restaurações multicamadas [8, 9]. Contudo, restaurações de cerâmica monolítica estão se tornando mais populares, principalmente devido a melhora do resultado estético desses materiais e como uma tentativa de resolução do problema com lascamento (*chipping*). Assim, este estudo estimou a resistência à fratura por lascamento de dois materiais restauradores (GC e YZ) utilizados para a confecção de restaurações monolíticas.

Além disso, não há relatos de investigação da resistência ao lascamento de cerâmicas cimentadas adesivamente à estrutura análoga a dentina, simulando a situação clínica, o que justifica uma das variáveis desse estudo. Segundo alguns trabalhos [23-25], o material utilizado (NEMA G10) apresenta propriedades elásticas e adesivas semelhantes a dentina hidratada, por isso pode ser utilizado como um substituto da dentina humana.

Um dos objetivos do presente estudo foi conduzir experimentos de resistência ao lascamento (*edge chipping*) sob condições controladas com CP de geometria e arestas (bordas) bem definidas e usando penetrador Vickers, conforme previamente reportado [10, 12, 14, 16-19] e normatizado (CEN/TS 843-9:2010) [22].

A literatura apresenta duas formas de avaliar a resistência ao lascamento: coletar os dados de lascamentos produzidos a partir de várias distâncias [19], ou a partir de uma única distância, como por exemplo a 0,5 mm da borda [12]. Por utilizar variável (cimentação) inédita, o presente estudo avaliou a resistência ao lascamento a partir de várias distâncias da borda (0,1 mm a 0,6 mm).

Inicialmente, os CP foram confeccionados com espessura de 2 mm, representando uma espessura clinicamente revelante. No entanto, nessa espessura (2 mm), foi possível obter lascas com validade experimental apenas nas distâncias de 0,1 mm a 0,4 mm da borda. Os lascamentos com distâncias maiores da borda, 0,5 mm e 0,6 mm, tornaram-se inválidos, pois a lasca se estendia até a base dos CP, tanto em corpos de prova C como NC. Assim, foram adicionados ao estudo CP com espessura de 5 mm, como realizado por Quinn [19], para produzir lascamentos válidos a partir das distâncias de 0,5 mm e 0,6 mm da borda (Figura 2). Essa estratégia experimental deu resultado esperado, proporcionando lascamentos mais visíveis e fáceis de mensurar, se comparado aos produzidos nos CP de 2 mm de espessura.

A confiabilidade experimental aumenta conforme aumenta o número amostral (n), produzindo resultados com robustez estatística. Assim, no presente estudo foi realizado 25 lascamentos para cada distância da borda (n=25), totalizando 150 lascamentos por material/condição avaliada, o que é superior aos estudos anteriores [10, 12, 14, 16-19].

Com a finalidade de evitar estresse residual de uma lasca em outra, foi adotado uma distância mínima de 3 mm entre as lascas, o que se confirmou ser um procedimento adequado.

Uns dos problemas encontrados durante a realização desse trabalho, como também relatado nos primeiros estudos com essa técnica [18], foi o *overchipping*, principalmente nos CP de YZ. Ao lascamento, o ensaio era finalizado manualmente, porém, em alguns casos, o penetrador causava um dano maior na amostra, superestimando a distância da borda. Em tais casos, de *overchipping*, o lascamento foi descartado. Assim, sugere-se utilizar meio acústico para interromper a carga ao som da primeira trinca, evitando danos adicionais à amostra [4, 26].

Como os CP cerâmicos foram fabricados especificamente para esse experimento e a distância da borda (d) foi um parâmetro crítico para o resultado de resistência ao lascamento ($R_{cA} = F/d$), todas as “ d ” das lascas foram determinadas antes da penetração Vickers e mensuradas imediatamente após o lascamento com o auxílio de um microscópio digital. Esse procedimento oferece maior precisão ao valor de “ d ” do que originalmente proposto [14, 16-19] onde a “ d ” era previamente ajustada a valores fixos (0,1 mm, 0,2 mm e assim por diante), sem reavaliação pós-lascamento, ou seja, os valores de “ d ” eram assumidos em uma casa após a vírgula.

Avaliando os valores médios de força (F) em relação a “ d ” (Fig. 1) observa-se que existe uma correlação positiva forte ($R \geq 0,98$), em que a F aumenta à medida que a distância da borda (d) aumenta, confirmando a primeira hipótese desse estudo e corroborando com achados de outros trabalhos [12, 14, 16-19, 21]. Assim, considerando e sem prejuízo a anatomia dental, aconselha-se distanciar o máximo possível qualquer contato dental do perímetro oclusal ou incisal das restaurações para aumentar a resistência à fratura por lascamento do

material restaurador. Esse raciocínio também é compartilhado por outro estudo [10], que ao compararem os modos de fratura, indicaram que o lascamento é mais provável de ocorrer em cargas oclusais mais baixas, sugerindo que se deve evitar contatos menores que 1 mm da borda, pois em distâncias menores a força supera aquela encontrada em molares em pessoas com mordida normal (400 N [27]). Considerando essa força mastigatória e os resultados do presente estudo, sugere-se que, no caso da YZ é recomendado, pelo menos, uma $d \geq 0,6$ mm.

Quinn [17] mostraram que as curvas F vs d têm tendências lineares em distâncias menores que 0,3 mm da borda, mas com tendência não linear para distâncias acima de 0,5 mm, o que pode ser observado no presente estudo onde na distância de 0,6 mm houve uma estabilidade na curva F vs d .

Com relação aos valores médios de R_{eA} , os resultados desse estudo mostraram que há uma tendência de aumento dos valores de R_{eA} conforme aumenta a distância da borda (d), especialmente para os grupos NC. Contudo, essa tendência não se confirma nos materiais cimentados (C), confirmando parcialmente a segunda hipótese desse estudo. Essa hipótese experimental foi elaborada com base em estudos prévios, que não contemplam cimentação adesiva dos CP cerâmicos a material análogo a dentina. Considerando, então, apenas os resultados dos grupos YZ-NC e GC-NC, eles apresentam tendência similar aos reportados por outros estudos [10, 12, 14, 16-19]. Apesar de recomendação normativa [22] para reportar resultados em R_{eA} , com unidades de N/mm, não há relatos de estudos utilizando esse parâmetro, o que dificulta a comparação direta dos resultados. Esclarecendo, as publicações do grupo de Quinn [17-19] reportam os resultados de F vs d

e de T_e , que seria semelhante a R_{eA} em caso de dados com tendência linear, o que não ocorreu com os lascamentos produzidos a partir do penetrador Vickers, também usado no presente estudo. Nos estudos do grupo de Watts [12, 21] os resultados são reportados em $S_{E(0,5)}$ (em N).

Em relação a variável cimentação, o comportamento dos materiais (GC e YZ) foi distinto, com valores médios de R_{eA} significativamente diferentes para algumas distâncias da borda (d), rejeitando a terceira hipótese desse estudo. O material YZ apresentou valores de R_{eA} significativamente superiores quando NC em distâncias maiores ($d= 0,4$ mm a $0,6$ mm) da borda ($p<0,05$). No entanto, para o material GC, nessas mesmas distâncias ($d= 0,4$ mm a $0,6$ mm) não houve diferenças estatísticas ($p>0,05$) entre NC e C, mas houve diferença significativa nos valores de R_{eA} ($p<0,05$) entre NC e C nas distâncias menores ($d= 0,1$ mm a $0,3$ mm) da borda. Isso pode ser explicado pelas diferentes propriedades das cerâmicas avaliadas, ou seja, a cimentação adesiva pode ser um diferencial positivo na R_{eA} para uma cerâmica de menor tenacidade e módulo de elasticidade (E), como a GC [28], quando a lasca for provocada próximo da borda ($d\leq 0,3$ mm). Nesse contexto, a cimentação adesiva pode ser interpretada como sistema de suporte estrutural com transferência e distribuição mais eficaz de estresse entre cerâmica e base de sustentação. Esse sistema de distribuição de estresse via adesão a um substrato parece não ser importante para um material mais tenaz e com maior E , como é o caso do YZ [29], quando a lasca for provocada próximo da borda ($d\leq 0,3$ mm). Não obstante, o módulo de Weibul (m) da mesma cerâmica, C e NC, foi similar, sugerindo semelhante confiabilidade estrutural.

Ereifej [12] e Quinn [14] não observaram diferenças na resistência ao lascamento de porcelanas quando diferentes materiais de base foram utilizados sugerindo que a resistência ao lascamento não é afetada pelas propriedades do material de base, mas pela característica do material de recobrimento, que deveria apresentar melhores propriedades mecânicas.

Experimentalmente, o presente estudo sugere utilizar a distância de 0,3 mm em espécimes com espessura clinicamente relevante (2 mm), para comparar materiais, devido a menor variabilidade nos valores de R_{eA} e a facilidade no posicionamento do penetrador e na mensuração da lasca produzida.

CONCLUSÕES

Dentro das limitações do presente estudo, apresentadas na discussão, pode-se concluir que:

- Com o aumento da distância da borda (d) existe um aumento da força (F) para produzir o lascamento, confirmando a primeira hipótese desse estudo.
- Há uma tendência de aumento dos valores de R_{eA} conforme aumenta a distância da borda (d), especialmente para os grupos não cimentados (NC). Entretanto, essa tendência não se confirma para os materiais nos grupos cimentados (C), confirmando parcialmente a segunda hipótese desse estudo.
- A resistência ao lascamento (R_{eA}) apresentou um comportamento diferente com a cimentação em algumas

distâncias da borda, dependendo do tipo de cerâmica, rejeitando a terceira hipótese desse estudo.

REFERÊNCIAS

- [1] Bonfante EA, Da Silva NRFA, Coelho PG, Bayardo-González DE, Thompson VP, Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. *European Journal of Oral Sciences*. 2009;117:194-9.
- [2] Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dental Materials*. 2014;30:554-63.
- [3] Benetti P, Kelly JR, Della Bona A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dental Materials*. 2013;29:1166-72.
- [4] Corazza PH, Duan Y, Kimpara ET, Griggs JA, Della Bona A. Lifetime comparison of Y-TZP/porcelain crowns under different loading conditions. *Journal of Dentistry*. 2015;43:450-7.
- [5] Corazza PH, Feitosa SA, Borges ALS, Bona AD. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2013;29:339-47.
- [6] Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Australian dental journal*. 2010;55:306-10.
- [7] Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta biomaterialia*. 2009;5:1668-77.
- [8] Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*. 2015;31:603-23.
- [9] Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental Materials*. 2015;31:624-39.
- [10] Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29:1201-8.

- [11] Gogotsi G, Mudrik S, Galenko V. Evaluation of fracture resistance of ceramics: Edge fracture tests. *Ceramics International*. 2007;33:315-20.
- [12] Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Edge strength of indirect restorative materials. *Journal of Dentistry*. 2009;37:799-806.
- [13] Gogotsi GA, Mudrik SP. Fracture barrier estimation by the edge fracture test method. *Ceramics International*. 2009;35:1871-5.
- [14] Quinn JB, Sundar V, Parry EE, Quinn GD. Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dental Materials*. 2010;26:13-20.
- [15] Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*. 2012;40:154-62.
- [16] Quinn GD, Melandri C, De Portu G. Edge chipping resistance of alumina/zirconia laminates. *Journal of the American Ceramic Society*. 2013;96:2283-91.
- [17] Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part i - Procedures and results. *Dental Materials*. 2014;30.
- [18] Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part 2. Phenomenological model and the effect of indenter type. *Dental Materials*. 2014;30.
- [19] Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dental Materials*. 2015;31:26-36.
- [20] Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of denture tooth materials. *Dental Materials*. 2014;30:545-53.
- [21] Watts DC, Issa M, Ibrahim A, Wakiaga J, Al-Samadani K, Al-Azraqi M, et al. Edge strength of resin-composite margins. *Dental Materials*. 2008;24:129-33.
- [22] European Committee for Standardization. CEN/TS 843-9:2010. Advanced technical ceramics. Mechanical properties of monolithic ceramics at room temperature. Method of test for edge-chip resistance. 2010.
- [23] Kelly JR, Rungruanant P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104:228-38.
- [24] Clelland NL, Warchol N, Kerby RE, Katsube N, Seghi RR. Influence of interface surface conditions on indentation failure of

- simulated bonded ceramic onlays. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22:99-106.
- [25] Wang Y, Katsube N, Seghi RR, Rokhlin SI. Statistical failure analysis of adhesive resin cement bonded dental ceramics. *Engineering fracture mechanics*. 2007;74:1838-56.
- [26] Alessandretti R, Borba M, Benetti P, Corazza PH, Ribeiro R, Della Bona A. Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2017;33:191-7.
- [27] Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81:652-61.
- [28] Della Bona A, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dental Materials*. 2004;20:956-62.
- [29] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*. 2004;20:449-56.

Tabela 1. Materiais utilizados neste estudo, com a respectiva indicação clínica.

Material	Tipo de Material	Indicação
GC- IPS e.max CAD*	Vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio.	Restauração monolítica e recobrimento.
YZ- Zenostar Zr Translucent ¥	Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP).	Infraestrutura e restauração monolítica.
G10 - NEMA G10 £	Resina epóxica reforçada por fibras de vidro.	Material análogo à dentina.
IPS Ceramic Etching Gel *	Ácido hidrófluorídrico a 5%.	Tratamento de superfície da cerâmica.
Kit Multilink N (Primers A e B + Monobond N + Metal/Zirconia primer + cimento)*	Sistema de cimento resinoso dual, com adesivo e silano.	Cimentação.

*Ivoclar, Schann, Liechtenstein; ¥Ivoclar-Wieland Dental, Alemanha; £ International Paper, Hampton, SC, EUA

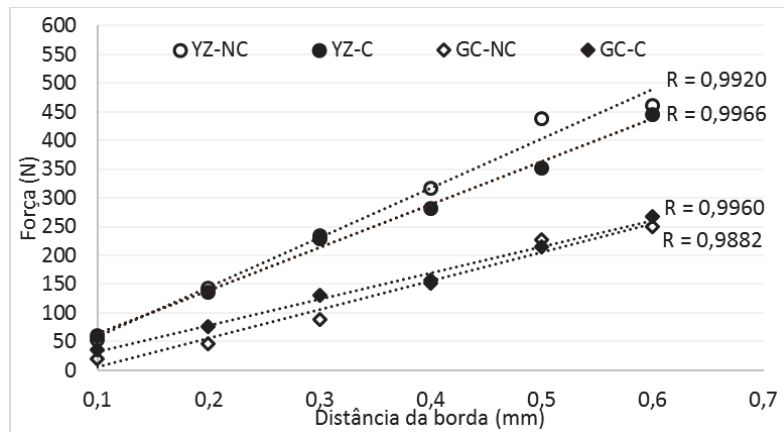


Figura 1. Valores médios de Força (em N) para produzir lascamentos em determinadas distâncias da borda (d em mm). Os valores de R também são reportados nessa figura.

Tabela 2. Valores médios e desvio padrão da R_{eA} seguidos dos agrupamentos estatísticos e valores do módulo de Weibull (m) com intervalos de confiança de 95% (95%CI) seguidos de agrupamentos estatísticos, para o material YZ NC e C, em diferentes distâncias da borda (d) ($n=25$).

d (mm)	R_{eA} (N/mm)		m	
	NC	C	NC	C
0,1	452 ± 136 aA	540 ± 153 aA	2,7 (2,1-3,6) aA	3,1 (2,3-4,1) aA
0,2	672 ± 73 bA	692 ± 135 bA	7,8 (5,7-10,7) bA	4,6 (3,4-6,2) abA
0,3	738 ± 107 bcA	773 ± 127 bA	6,4 (4,8-8,8) bA	5,9 (4,4-7,9) bA
0,4	800 ± 103 cdB	690 ± 79 bA	7,5 (5,6-10,0) bA	7,7 (5,7-10,2) bcA
0,5	858 ± 104 dB	689 ± 59 bA	7,6 (5,9-9,8) bA	11,4 (8,5-15,2)cA
0,6	774 ± 72 cB	711 ± 66 bA	11,9 (8,8-16,2)bA	11,2 (8,2-15,3)cA

Valores de R_{eA} e m seguidos de letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas na coluna nos valores de mesma propriedade comparando a variável distância da borda ($p \leq 0,05$).

Valores de R_{eA} e m seguidos de diferentes letras maiúsculas indicam diferenças estatísticas na linha nos valores de mesma propriedade comparando a variável cimentação ($p \leq 0,05$).

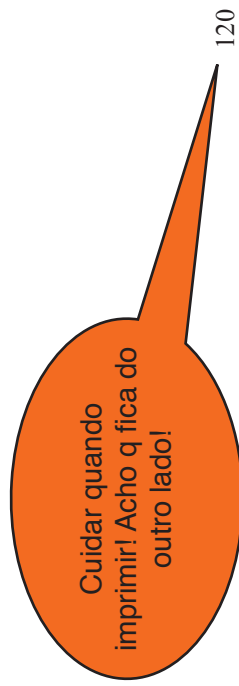
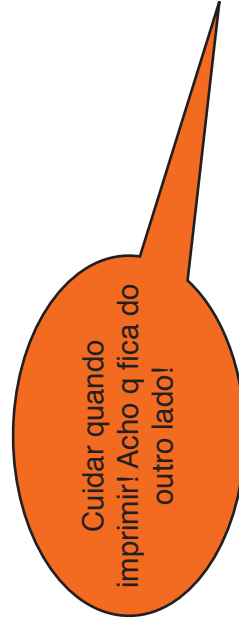


Tabela 3: Valores médios e desvio padrão da R_{eA} seguidos dos agrupamentos estatísticos e valores do módulo de Weibull (m) com intervalos de confiança de 95% (95%CI) seguidos de agrupamentos estatísticos, para o material GC NC e C, em diferentes distâncias da borda (d) ($n=25$).

d (mm)	R_{eA} (N/mm)		m	
	NC	C	NC	C
0,1	170 ± 43 aA	308 ± 114 aB	4,5 (3,3-6,2) aA	2,9(2,1-3,9) aA
0,2	233 ± 44 bA	360 ± 116 abB	5,5 (4,0-7,5) aA	3,3(2,5-4,5) abA
0,3	299 ± 48 cA	444 ± 89 bcB	6,3 (4,7-8,4) abA	6,0(4,4-8,1) bA
0,4	367 ± 63 dA	386 ± 71 bcA	4,7 (3,6-6,1) aA	6,3(4,6-8,5) bA
0,5	441 ± 47 eA	425 ± 74 bcA	10,7 (8,0-14,5)bA	5,3(4,0-6,9) bB
0,6	416 ± 72 eA	449 ± 71 cA	6,7 (5,2-9,4) abA	6,0(4,6-8,0) bA

Valores de R_{eA} e m seguidos de letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatísticas na coluna nos valores de mesma propriedade comparando a variável distância da borda ($p \leq 0,05$).

Valores de R_{eA} e m seguidos de diferentes letras maiúsculas indicam diferenças estatísticas na linha nos valores de mesma propriedade comparando a variável cimentação ($p \leq 0,05$).



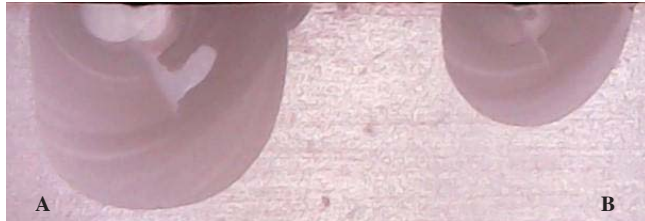


Figura 2. Imagem dos lascamentos produzidos a 0,6 mm da borda (A) e a 0,5 mm da borda (B) em CP de YZ-NC com espessura de 5 mm

o nome da figura começa sempre no começo da foto (canto)!!

ANEXO

Anexo I – Valores de força (F), distância da borda (d) e de resistência ao lascamento (R_{eA}) para cada lasca produzida em cada grupo.

YZ – NC (borda 0,1 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,115	70,61	613,98
0,115	60,90	529,56
0,142	114,54	806,63
0,127	70,61	555,97
0,104	36,48	350,78
0,122	36,48	299,02
0,126	46,29	367,36
0,128	60,90	475,78
0,117	46,29	395,62
0,104	34,03	327,20
0,096	29,22	304,41
0,118	87,67	742,98
0,144	75,51	524,38
0,07	29,22	417,48
0,111	43,84	394,92
0,133	51,09	384,16
0,143	70,61	493,76
0,13	77,96	599,71
0,121	60,90	503,30
0,135	53,54	396,62
0,098	29,22	298,20
0,134	43,84	327,13
0,105	34,03	324,09
0,086	43,84	509,72
0,113	41,38	366,23

YZ – NC (borda 0,2 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,233	168,09	721,40
0,213	165,63	777,63
0,23	170,54	741,47
0,187	143,77	768,80
0,196	116,99	596,90
0,215	143,77	668,68
0,222	158,38	713,41
0,186	124,25	668,01
0,196	126,70	646,44
0,215	143,77	668,68
0,2	119,35	596,73
0,215	104,74	487,14
0,195	119,35	612,04
0,192	158,38	824,88
0,233	158,38	679,73
0,23	153,47	667,28
0,215	124,25	577,91
0,245	165,63	676,06
0,186	109,64	589,45
0,243	180,34	742,16
0,187	121,80	651,33
0,229	155,93	680,90
0,23	163,28	709,92
0,2	124,25	621,25
0,235	168,09	715,26

YZ – NC (borda 0,3 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,32	231,44	723,24
0,318	219,28	689,55
0,3	202,21	674,04
0,302	192,50	637,43
0,289	214,37	741,78
0,302	260,66	863,12
0,307	255,86	833,41
0,289	170,54	590,10
0,317	216,83	683,99
0,273	170,54	624,68
0,33	226,63	686,76
0,301	194,96	647,70
0,297	187,60	631,65
0,331	228,99	691,80
0,316	258,31	817,43
0,346	219,28	633,75
0,335	231,44	690,86
0,293	241,24	823,36
0,274	185,15	675,73
0,335	265,56	792,73
0,278	194,96	701,28
0,32	280,18	875,55
0,305	309,40	1014,43
0,32	304,59	951,86
0,345	260,66	755,54

YZ – NC (borda 0,4 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,391	275,27	704,02
0,375	277,72	740,60
0,373	275,27	738,00
0,413	350,88	849,59
0,389	285,08	732,85
0,448	297,24	663,48
0,364	275,27	756,24
0,393	316,75	805,99
0,407	316,75	778,27
0,365	314,30	861,10
0,395	263,11	666,11
0,403	270,47	671,14
0,365	292,34	800,92
0,435	306,95	705,63
0,404	355,69	880,41
0,366	311,85	852,05
0,39	367,95	943,45
0,434	367,95	847,80
0,403	287,53	713,48
0,375	246,05	656,13
0,389	355,69	914,36
0,36	336,27	934,08
0,392	401,97	1025,45
0,432	411,78	953,20
0,418	343,53	821,83

YZ – NC (borda 0,5 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,535	394,72	737,79
0,534	431,30	807,67
0,503	399,62	794,48
0,497	409,33	823,60
0,545	375,20	688,44
0,503	406,88	808,90
0,495	475,13	959,86
0,503	382,56	760,55
0,524	416,59	795,01
0,541	448,26	828,58
0,515	441,01	856,32
0,527	414,23	786,02
0,503	421,49	837,95
0,485	450,71	929,31
0,499	401,97	805,56
0,529	453,17	856,65
0,529	428,84	810,67
0,532	448,26	842,60
0,498	609,09	1223,07
0,5	479,94	959,87
0,528	453,17	858,27
0,499	460,52	922,89
0,471	416,59	884,47
0,512	511,61	999,24
0,499	438,55	878,86

YZ – NC (borda 0,6 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,587	431,30	734,75
0,583	399,62	685,46
0,591	436,10	737,90
0,615	482,39	784,37
0,617	477,58	774,04
0,614	516,52	841,23
0,618	470,23	760,89
0,589	477,58	810,84
0,573	521,42	909,98
0,6	511,61	852,69
0,616	465,33	755,40
0,59	531,13	900,22
0,629	528,68	840,50
0,576	423,94	736,01
0,561	518,97	925,08
0,64	470,23	734,73
0,631	428,84	679,63
0,587	372,75	635,01
0,56	409,33	730,95
0,561	433,65	772,99
0,604	462,87	766,35
0,603	450,71	747,45
0,564	409,33	725,76
0,586	421,49	719,27
0,601	475,13	790,57

YZ – C (borda 0,1 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,097	36,48	376,09
0,117	60,90	520,51
0,113	97,38	861,77
0,101	53,54	530,14
0,102	70,61	692,23
0,091	53,54	588,40
0,119	90,12	757,34
0,13	114,54	881,09
0,119	85,22	716,13
0,118	85,22	722,20
0,124	53,54	431,81
0,119	53,54	449,95
0,098	46,29	472,32
0,118	65,70	556,82
0,147	87,67	596,40
0,106	56,00	528,26
0,097	38,93	401,36
0,121	48,64	401,99
0,103	38,93	377,98
0,101	51,09	505,87
0,093	41,38	444,99
0,117	46,29	395,62
0,103	58,45	567,45
0,115	41,38	359,86
0,109	41,38	379,67

YZ – C (borda 0,2 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,186	112,09	602,63
0,178	121,80	684,26
0,214	155,93	728,62
0,221	190,05	859,97
0,172	124,25	722,39
0,172	119,35	693,88
0,174	129,15	742,26
0,208	129,15	620,93
0,191	141,31	739,86
0,236	182,70	774,14
0,203	190,05	936,22
0,183	126,70	692,36
0,174	92,57	532,04
0,201	136,41	678,66
0,213	199,76	937,85
0,177	126,70	715,83
0,212	160,83	758,63
0,172	158,38	920,80
0,214	102,28	477,96
0,198	107,19	541,35
0,182	94,93	521,58
0,184	116,99	635,83
0,186	94,93	510,37
0,215	168,09	781,80
0,229	112,09	489,48

YZ – C (borda 0,3 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,336	319,21	950,02
0,315	253,40	804,46
0,281	192,50	685,07
0,321	250,95	781,78
0,287	238,79	832,03
0,33	294,79	893,30
0,273	221,73	812,19
0,304	277,92	914,21
0,339	253,40	747,50
0,273	246,05	901,28
0,327	304,59	931,48
0,288	297,24	1032,08
0,286	165,63	579,14
0,272	197,31	725,40
0,273	219,28	803,21
0,287	246,05	857,31
0,292	236,34	809,38
0,265	187,60	707,93
0,342	275,27	804,89
0,342	248,50	726,61
0,28	180,34	644,09
0,32	207,12	647,24
0,34	216,83	637,72
0,27	163,28	604,74
0,317	163,28	515,08

YZ – C (borda 0,4 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,438	292,34	667,43
0,446	319,21	715,71
0,37	321,66	869,35
0,425	341,08	802,53
0,432	372,75	862,85
0,406	311,85	768,11
0,425	302,14	710,92
0,44	304,59	692,26
0,391	209,57	535,98
0,427	280,18	656,15
0,386	260,66	675,29
0,379	287,53	758,66
0,374	250,95	671,00
0,365	241,24	660,94
0,377	258,31	685,16
0,447	314,30	703,14
0,377	228,99	607,39
0,377	243,89	646,93
0,403	248,50	616,63
0,423	258,31	610,66
0,442	297,24	672,49
0,408	248,50	609,07
0,377	236,34	626,90
0,427	287,53	673,37
0,423	324,01	765,99

YZ – C (borda 0,5 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,529	331,37	626,40
0,501	331,37	661,41
0,511	366,08	716,40
0,501	372,75	744,01
0,483	326,46	675,91
0,509	345,98	679,72
0,485	321,66	663,21
0,499	414,23	830,13
0,512	418,94	818,24
0,524	350,88	669,62
0,508	314,30	618,71
0,505	328,92	651,32
0,541	348,43	644,05
0,531	380,11	715,83
0,528	353,24	669,01
0,501	299,69	598,19
0,489	297,24	607,85
0,53	370,30	698,68
0,501	328,82	656,32
0,487	365,49	750,50
0,473	299,69	633,60
0,506	377,65	746,35
0,532	387,36	728,13
0,537	375,20	698,70
0,52	384,91	740,21

YZ – C (borda 0,6 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,639	404,43	632,90
0,643	460,52	716,21
0,65	523,87	805,96
0,642	501,90	781,78
0,605	494,55	817,44
0,609	455,62	748,14
0,649	404,43	623,15
0,65	433,65	667,15
0,596	406,88	682,68
0,557	387,36	695,44
0,65	458,07	704,72
0,538	331,37	615,92
0,625	443,46	709,53
0,65	479,94	738,37
0,63	397,17	630,43
0,604	416,59	689,71
0,58	479,94	827,48
0,625	448,26	717,22
0,652	492,20	754,90
0,643	514,06	799,48
0,648	416,59	642,88
0,628	389,81	620,72
0,65	487,29	749,68
0,61	475,13	778,91
0,65	416,59	640,90

GC – NC (borda 0,1 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,111	21,87	197,02
0,121	22,06	182,36
0,103	29,03	281,82
0,114	12,16	106,67
0,143	21,87	152,93
0,143	21,87	152,93
0,092	14,61	158,83
0,113	14,61	129,31
0,116	24,32	209,66
0,132	26,77	202,82
0,127	24,52	193,04
0,104	14,61	140,50
0,089	16,97	190,62
0,128	19,42	151,70
0,148	29,22	197,46
0,102	24,32	238,44
0,13	12,16	93,54
0,147	29,22	198,80
0,141	19,42	137,71
0,127	16,97	133,59
0,117	12,16	103,93
0,136	21,87	160,80
0,128	19,42	151,70
0,127	21,87	172,20
0,114	24,32	213,34

GC – NC (borda 0,2 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,2	63,35	316,75
0,23	56,00	243,46
0,179	34,03	190,11
0,226	41,38	183,12
0,21	46,29	220,42
0,187	31,68	169,39
0,187	48,64	260,11
0,177	43,84	247,66
0,173	38,74	223,91
0,205	60,90	297,07
0,19	56,00	294,72
0,188	58,45	310,89
0,237	60,90	256,96
0,187	41,38	221,31
0,219	53,54	244,49
0,23	56,00	243,46
0,204	38,93	190,85
0,185	46,29	250,20
0,205	51,09	249,23
0,186	43,84	235,68
0,229	34,03	148,60
0,237	58,45	246,61
0,2	46,29	231,44
0,186	34,03	182,95
0,195	34,03	174,51

GC – NC (borda 0,3 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,326	85,22	261,41
0,318	102,28	321,65
0,326	73,06	224,11
0,3	65,70	219,02
0,286	109,64	383,35
0,331	80,32	242,65
0,306	99,93	326,57
0,287	77,96	271,65
0,307	90,12	293,56
0,321	124,25	387,07
0,277	90,12	325,35
0,26	80,32	308,91
0,301	92,57	307,56
0,317	114,54	361,33
0,272	82,77	304,29
0,291	85,22	292,85
0,273	102,28	374,66
0,277	60,90	219,85
0,274	80,32	293,13
0,292	87,87	300,92
0,321	87,67	273,12
0,299	85,22	285,02
0,314	75,51	240,48
0,306	104,74	342,27
0,281	90,12	320,72

GC – NC (borda 0,4 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,435	131,61	302,54
0,422	160,83	381,11
0,442	250,95	567,77
0,398	138,86	348,90
0,401	109,64	273,41
0,383	121,80	318,01
0,432	138,86	321,44
0,422	153,47	363,68
0,398	143,77	361,22
0,422	163,28	386,92
0,389	124,25	319,41
0,436	143,77	329,74
0,432	165,63	383,41
0,395	136,41	345,34
0,422	209,57	496,61
0,39	163,28	418,67
0,387	131,61	340,07
0,418	158,38	378,89
0,389	175,44	451,01
0,407	146,22	359,26
0,409	151,02	369,25
0,374	146,22	390,95
0,442	153,47	347,23
0,414	146,22	353,18
0,393	114,54	291,45

GC – NC (borda 0,5 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,512	253,40	494,93
0,473	246,05	520,19
0,545	241,24	442,65
0,536	221,73	413,67
0,532	185,15	348,03
0,477	197,31	413,65
0,471	192,50	408,71
0,494	241,24	488,35
0,499	270,47	542,02
0,501	221,73	442,57
0,484	248,50	513,43
0,515	209,57	406,93
0,543	209,57	385,94
0,54	221,73	410,61
0,544	224,18	412,10
0,505	238,79	472,86
0,537	224,18	417,47
0,537	226,63	422,03
0,516	221,73	429,71
0,459	202,21	440,55
0,499	185,15	371,04
0,516	241,24	467,53
0,522	219,28	420,07
0,546	268,02	490,87
0,546	253,40	464,11

GC – NC (borda 0,6 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,602	263,11	437,06
0,585	311,85	533,08
0,64	280,18	437,77
0,64	285,08	445,44
0,645	272,82	422,98
0,585	190,05	324,88
0,618	270,47	437,65
0,599	236,34	394,56
0,618	204,66	331,17
0,63	260,66	413,75
0,64	214,37	334,96
0,561	299,69	534,21
0,586	236,34	403,31
0,623	260,66	418,40
0,646	268,02	414,89
0,567	136,41	240,58
0,56	219,28	391,57
0,561	255,86	456,07
0,621	253,40	408,06
0,613	214,37	349,71
0,572	214,37	374,78
0,603	263,11	436,34
0,589	248,50	421,90
0,577	268,02	464,50
0,573	338,62	590,97

GC – C (borda 0,1 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,132	31,68	239,97
0,129	38,93	301,80
0,126	14,61	115,97
0,119	63,35	532,36
0,14	41,38	295,60
0,111	29,22	263,28
0,11	26,77	243,38
0,134	31,68	236,38
0,128	14,02	109,56
0,11	14,61	132,84
0,106	16,97	160,05
0,12	34,32	286,03
0,09	34,03	378,10
0,114	27,85	244,31
0,127	43,84	345,16
0,135	48,64	360,30
0,075	29,22	389,65
0,116	51,09	440,45
0,087	41,38	475,68
0,104	24,32	233,85
0,085	24,32	286,12
0,137	48,64	355,04
0,12	51,09	425,77
0,127	53,54	421,61
0,12	53,54	446,20

GC – C (borda 0,2 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,205	82,77	403,75
0,234	82,77	353,71
0,216	82,77	383,19
0,234	104,74	447,59
0,192	41,38	215,54
0,224	58,45	260,93
0,241	73,06	303,15
0,242	65,70	271,51
0,211	70,61	334,63
0,234	63,35	270,73
0,207	63,35	306,04
0,191	38,93	203,83
0,213	46,29	217,31
0,228	43,84	192,26
0,204	75,51	370,15
0,227	65,70	289,45
0,225	58,45	259,77
0,196	87,67	447,30
0,187	99,93	534,38
0,229	143,77	627,80
0,191	90,12	471,85
0,186	94,93	510,37
0,217	112,09	516,54
0,217	90,12	415,31
0,187	77,96	416,91

GC – C (borda 0,3 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,289	160,83	556,50
0,329	151,02	459,03
0,29	99,93	344,59
0,28	116,99	417,83
0,323	121,80	377,09
0,294	175,44	596,74
0,278	75,51	271,62
0,287	146,22	509,47
0,292	160,83	550,78
0,29	160,83	554,58
0,302	172,99	572,81
0,275	143,77	522,78
0,286	131,61	460,16
0,317	124,25	391,96
0,338	138,86	410,83
0,296	97,28	328,66
0,323	104,74	324,26
0,329	119,35	362,76
0,348	119,35	342,95
0,301	114,54	380,54
0,322	138,86	431,25
0,311	141,31	454,39
0,28	136,41	487,18
0,283	109,64	387,41
0,295	109,64	371,66

GC – C (borda 0,4 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,403	155,93	386,91
0,377	143,77	381,34
0,407	207,12	508,89
0,362	202,31	558,87
0,404	151,02	373,82
0,413	182,70	442,37
0,373	155,93	418,03
0,409	151,02	369,25
0,386	158,38	410,30
0,406	136,41	335,99
0,441	153,47	348,01
0,372	99,93	268,63
0,395	136,41	345,34
0,381	119,35	313,25
0,429	153,47	357,75
0,428	133,96	312,99
0,428	148,67	347,36
0,41	194,96	475,50
0,444	190,05	428,05
0,429	187,60	437,30
0,371	170,54	459,67
0,397	102,28	257,64
0,393	163,28	415,47
0,417	129,15	309,72
0,43	175,44	408,00

GC – C (borda 0,5 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,482	236,34	490,33
0,519	199,76	384,90
0,514	219,28	426,61
0,545	197,31	362,04
0,487	302,14	620,42
0,566	219,28	387,41
0,529	321,66	608,05
0,485	182,70	376,70
0,487	192,50	395,29
0,474	192,50	406,13
0,5	190,05	380,11
0,467	172,99	370,43
0,491	211,92	431,61
0,457	182,70	399,78
0,529	272,92	515,92
0,472	231,44	490,33
0,512	165,63	323,50
0,488	182,70	374,38
0,486	199,76	411,03
0,499	216,83	434,52
0,47	228,99	487,20
0,502	202,21	402,81
0,536	246,05	459,05
0,557	187,60	336,81
0,531	197,31	371,58

GC – C (borda 0,6 mm)		
d (mm)	F (N)	R_{eA} (N/mm)
0,585	268,02	458,15
0,56	306,95	548,12
0,649	255,86	394,23
0,57	224,18	393,30
0,581	233,89	402,56
0,601	260,66	433,71
0,56	192,50	343,76
0,565	260,66	461,35
0,574	260,66	454,11
0,608	280,18	460,82
0,587	236,34	402,62
0,645	270,47	419,33
0,574	221,73	386,29
0,662	241,24	364,42
0,658	348,43	529,53
0,589	265,56	450,87
0,589	387,36	657,66
0,601	226,63	377,09
0,587	277,72	473,12
0,565	250,95	444,16
0,643	250,95	390,28
0,582	328,92	565,15
0,575	248,50	432,17
0,582	306,95	527,40
0,643	297,24	462,27