CARINA BAPTISTON TANAKA

**Teste de lascamento da aresta em barras e coroas como preditor do
lascamento de porcelana sobre zircônia**

São Paulo

2015

CARINA BAPTISTON TANAKA

**Teste de lascamento da aresta em barras e coroas como preditor do
lascamento de porcelana sobre zircônia**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor em Ciências pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Biomateriais e Biologia Oral)

Área de Concentração: Biomateriais e Biologia Oral.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Josete Barbosa Cruz Meira

Co-orientadora: Prof^a. Dr^a Grace Mendonça Dias de Souza

São Paulo

2015

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Tanaka, Carina Baptiston.

Teste de lascamento da aresta em barras e coroas como preditor do lascamento de porcelana sobre zircônia / Carina Baptiston Tanaka; orientador Josete Barbosa Cruz Meira; co-orientador Grace Mendonça Dias de Souza. -- São Paulo, 2015.

96 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Biomateriais e Biologia Oral. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Porcelana dentária. 2. Teste de lascamento da aresta. 3. Resistência ao lascamento. 4. Análise por elementos finitos. 5. Zircônia. I. Meira, Josete Barbosa Cruz. II. Souza, Grace Mendonça Dias de. III. Título.

Tanaka CB. Teste de lascamento da aresta em barras e coroas como preditor do lascamento de porcelana sobre zircônia. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: / /2015

Banca Examinadora

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, que me guiou pelas estradas mais tortuosas e que me deram forças para continuar nesse caminho desconhecido. Agradeço a mais esse desafio vencido e um ciclo da minha vida que se completa.

Aos meus pais, Assunta Baptiston Tanaka e Júlio Takashi Tanaka, que sempre acreditaram ser a educação a maior herança que um pai pode deixar a seus filhos. Obrigada por me presentear com a riqueza dos estudos que fez de mim não apenas uma profissional, mas, sobretudo um ser humano melhor. O momento que vivo agora é fascinante e só existe porque vocês se doaram em silêncio e aceitaram viver comigo o meu sonho. Ofereço a vocês esta vitória, pois tudo o que tenho feito é receber. Sem palavras, abro meu coração num sincero amor a vocês!

Ao meu irmão Rafael Baptiston Tanaka, pelas alegrias e briguinhas bobas quando éramos crianças. O tempo passou tão rápido e agora crescemos e cada um tomou o seu rumo, cada um vive a sua vida, cada um vive o seu momento, cada um vive a sua história, cada um em seu lugar, mas eu sei que o nosso amor de irmão resiste a tudo isso. Eu tenho certeza que nenhum momento que passamos juntos você esqueceu, eu tenho certeza que você sente saudades, assim como eu. Irmão, eu fico muito feliz pela sua nova vida, fico feliz por estar feliz, fico feliz por não esquecer de mim, e fico mais feliz ainda por ser sua irmã.

Aos meus Tios Silvania Baptiston e Luiz Gassi que me orientaram com palavras de sabedoria e com muita paciência souberam direcionar minhas ansiedades e incertezas do futuro. Assumiram junto com meus pais a responsabilidade da minha formação profissional e pessoal. A vocês dedico as minhas conquistas e a certeza de que fiz as escolhas certas na vida. Obrigada pelo amor, carinho e pela confiança.

À minha falecida avó Ilda Mozaner Baptiston, no qual me espelhei em sua espiritualidade, humanismo e sabedoria.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora, Profa. Dra. **Josete Barbosa Cruz Meira**, não existem palavras para expressar tamanha gratidão por todas as oportunidades que você me propiciou.

Obrigada por me mostrar o caminho da sabedoria e do conhecimento sempre com esse seu jeito meigo e paciente. Você juntamente com os meus pais foi a grande responsável pela minha formação profissional e principalmente pessoal. Te admiro imensamente como mulher, professora e mãe.

Obrigada por permitir que eu entrasse no seu âmbito familiar e por confiar os seus maiores tesouros, Mariana e Gabriel. Eu sinto um amor imenso por eles e agradeço a chance que tive de acompanhá-los de perto desde seus nascimentos.

Você me mostrou como caminhar pelo mundo, abriu as portas para explorar lugares que eu jamais imaginei que visitaria. Obrigada por sempre me levar, na mala, em suas andanças ao redor do mundo. Obrigada pelo apoio e confiança.

Desde aquele primeiro dia, em uma visita ao departamento de materiais no meu segundo semestre de faculdade, em 2006 eu senti uma energia diferente e sabia que era no laboratório de finitos, com você, que eu queria trabalhar. Hoje são nove anos de convivência e eu agradeço a Deus por ter cruzado nossos caminhos. Agora eu sei que vou ter que seguir na minha própria caminhada, mas isso só foi e será possível graças às portas que foram abertas para mim através de você. Muito obrigada!

To Prof. Dr. **Yu Zhang**, thank you very much for receiving me in New York, in your lab. Thank so much for all concern and attention with me while I was away from home. I admire you as the researcher, professor and person that you are. It is of immense value the way you opened the new horizons for my career. Thank you for your enthusiasm and for trust my work. It is admirable the way that you treat everybody around you. I am proud of having the privilege of saying that I was your student.

AGRADECIMENTOS

À minha co-orientadora, Prof^a. Dra. **Grace de Souza**, por ser meu exemplo e inspiração de uma mulher bem-sucedida internacionalmente. Obrigada por me ajudar a percorrer este difícil caminho da pesquisa e pelo apoio e disposição em sempre me ajudar.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo –FOUSP**, minha paixão por você foi à primeira vista, hoje são 9 anos de um relacionamento que exigiu muita dedicação e amor. Eu amo minha profissão e aprendi o valor e significado da palavra *caridade*. Caridade vai muito além dos projetos sociais em comunidades carentes no qual participei. Hoje por meio da minha profissão sou capaz de me doar de coração para cada paciente, para cada amigo, para a família, para qualquer ser vivo. Aprendi que caridade é se doar a todo momento a qualquer ser humano.

À **Universidade de São Paulo**, pela educação de excelência e reconhecimento internacional. Obrigada por me proporcionar tantas oportunidades e abrir a janela do mundo. Sou profundamente grata e orgulhosa em afirmar que hoje sou uma profissional um ser humano melhor.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo apoio financeiro concedido, indispensável para a minha manutenção em São Paulo. Ao Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior (PDSE) pelo financiamento e suporte que permitiu a realização do meu estágio no exterior (New York University). Obrigada pelo apoio que garantiu com que minha formação tivesse o mais alto nível de qualidade. Pretendo sempre devolver ao meu país, em conhecimento e desenvolvimento científico, todo investimento feito em mim.

À agência de fomento **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, pelo apoio financeiro concedido no meu último ano de doutorado direto que proporcionou minha manutenção e a participação em evento internacional de grande impacto.

À **Sirona do Brasil** pelo suporte e apoio a esse projeto.

Ao Professor Doutor **Rafael Yagüe Ballester**, pelos sábios ensinamentos, pela serenidade e amizade sempre presentes durante todos os estágios de minha formação profissional. Você foi um dos principais responsáveis por eu estar seguindo esta carreira. Obrigado novamente por todas as oportunidades.

Ao Professor Doutor **Roberto Ruggiero Braga**, que me acolheu e me aceitou como parte da sua família. Obrigada pelas conversas, ensinamentos e pela oportunidade de conviver com a família Braga.

Aos Professores Doutores do Departamento de Materiais Dentários da FOUSP, **Walter Gomes Miranda Jr., Rosa Miranda Grande, Alyne Simões Gonçalves, Antônio Muench, Carlos Eduardo Francci, Fernando Neves Nogueira, Igor Studart Medeiros, Leonardo Elloy Rodrigues Filho, Paulo Eduardo Capel Cardoso, Paulo Francisco Cesar e Victor Elias Arana-Chavez**, que contribuíram muito na minha formação pessoal, profissional e acadêmica.

Aos funcionários e amigos **Rosa Cristina Nogueira (Rosinha), Antônio Carlos Lascala, Douglas, Elidamar Bastos (Eli) e Dona Fran** obrigada pelo apoio, por toda ajuda, pelo carinho, amizade e pelas boas conversas. Muito obrigado por terem contribuído para tornar os meus dias ainda mais felizes.

Ao Professor Doutor **Roberto Martins de Souza** e seu aluno de doutorado **Eleir Mundim Bortoleto**, da Escola Politécnica da USP, por ter me proporcionado espaço e orientação para desenvolver este trabalho de doutorado. Muito obrigado pela paciência e pelos ensinamentos.

A aluna de iniciação científica **Alice Natsuko Jikihara**, que participou e colaborou ativamente para que esse projeto tivesse um bom andamento. Obrigada por todo apoio, ajuda e amizade.

As Babynhas da vida, **Tamara Keber Tedesco** que me ensinou que amar não é vergonha e uma abraços apertado amolece qualquer coração gelado. Obrigada

pelo amor e paciência comigo e por todos os momentos de desabafo. A mais nova mamãe **Renata Medeiros** pelo imenso amor que não cabe no seu coraçõzinho e que acabou me contagiando, seus momentos de impulsos e espontaneidade, pelas discussões, os conselhos e principalmente obrigada pela amizade sincera, mesmo com essa distância chata. À **Marcela Charantola Rodrigues**, por ter dado uma nova chance para nossa amizade, pelos desabafos sobre nossos conflitos familiares e agora ter a chance de morarmos juntas, obrigada pela amizade e companheirismo. A mais nova babynha na minha vida **Karen Fukushima**, que só agora no finalzinho conseguimos quebrar algumas barreiras e aproximar nossos corações, obrigada por essa oportunidade de construir essa amizade.

A minha companheira de elementos finitos **Marina Roscoe**, obrigada pelos abraços apertados, pelo apoio no momento de desespero e pelas risadas.

A loira mais cativante **Stéfany Delcastanher Karkuszewski**, com seu jeito espontâneo e sincero, obrigada pelo carinho e admiração. Obrigada por abrir as portas da sua casa e do seu coração e me receber na sua família.

Aos meus amigos que ingressaram comigo ou que estiveram mais próximos durante a Pós-Graduação, **Erick de Lima, Fernando Maeda, Lucas Pabis, Lucas Hian, Flávio Umeda, Flávia Pires e Thaty Xavier**, obrigado pela forte amizade, companhia e momentos de descontração. Amigos são para sempre amigos.

Aos meus colegas que conheci durante a Pós-Graduação, **Susana Salazar Marocho, Ranuflo Miranda, Flávia Ibuki, Danielle Carvalho, Pedro Albuquerque, Bruno Lopes, Ana Carolina Romero, Lorraine Braga, Priscilla Coppo, Yvete Salazar, Ricardo Sgura, Kelli Nunes**, obrigada pela amizade e companheirismo.

À minha amiga e companheira **Marina Kaizer**, por toda ajuda e assistência durante meu estágio no exterior. Você foi muito importante durante esta fase de minha vida. A sua amizade amenizou meus momentos difíceis e de insanidade na cidade mais dura do mundo NY. Obrigada pelos momentos de descontração, risadas e por estar sempre disposta em tomar uma cerveja e meia porção de fritas.

Aos meus irmãos de pais diferentes, **Samuel Damin, Daniela Ciotto, Caio Maia, Euripides M. de Oliveira, Natacha Kalline, Katharina Peixoto, Marília Mello, Lucy Serrano, Cecília Lopes, Aline Tedesco, Fábio Takayama, Leandro Hoshina, Brunei, Mau Mau, Diogo Wakizaka, Juliano Taniguchi, Gisele Taniguchi, Michele Taniguchi, Rogério Mendonça, Dona Haruko.**

To my dear friend **Desiree Puz**, thanks for encourage me to learn a new language, to trust in my capacity, to be my big sister that I had the option to choose from heart.

To my friends around the world **Nada Puz, Maggie Lee, Linda Hsu, Roger Tong, Karla Paola, Tina Hsiao, Marlene Rocha, Luiza Monteiro, Sildomar Monteiro, Alexandra Coulté**, thank you very much for receiving me at your home. Thank you for coming into my life. I am truly thankful to have so many amazing people in my life who love me. These years abroad have truly been the best year of my life despite its challenges.

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

*“There are only two mistakes one can make along the road to truth;
not going all the way, and not starting.”*

Buddha

RESUMO

Tanaka CB. Teste de lascamento da aresta em barras e coroas como preditor do lascamento de porcelana sobre zircônia [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Original.

Objetivos: aprofundar na interpretação dos dados obtidos pelo teste de lascamento da aresta, com espécime em formato de barra ou de coroa, para verificar se o ensaio é capaz de reproduzir o resultado já conhecido na clínica de que porcelana sobre zircônia apresenta maior facilidade de lascamento do que porcelana sobre metal, quando o resfriamento rápido é adotado. *Material e método:* o teste de lascamento da aresta foi aplicado em espécimes com dois formatos: barras (monolíticas: de VM13, VM9 ou zircônia; ou em duas camadas: de VM13-metal ou VM9-zircônia) e coroas (sempre com duas camadas). Nas barras monolíticas (5 mm x 32 mm x 2,5 mm) foi realizada uma análise da microestrutura para avaliar eventuais diferenças entre a VM13 e a VM9, que poderiam interferir na interpretação de diferenças encontradas nos espécimes de duas camadas. As barras com duas camadas (5 mm x 32 mm x 2,2 mm, com infraestrutura de 0,7 mm e porcelana de 1,5) receberam dois protocolos de resfriamento (lento e rápido) e foram testadas em duas direções de carregamento (paralela ou perpendicular à interface). Para estes espécimes foram avaliadas as tensões térmicas residuais por análise por elementos finitos. Para as coroas (correspondentes ao primeiro molar inferior, com infraestrutura de 0,7 mm de espessura), foram utilizados os mesmos protocolos de resfriamento das barras de duas camadas. As superfícies de fraturas de todos os espécimes foram analisadas em estereomicroscópio com um aumento de 20x a 50x. Os dados de lascamento foram analisados através de diferentes abordagens apresentadas na literatura, sendo o parâmetro R_{eA} (resistência ao lascamento), correspondente à média de todas as razões de força necessária para criar a lasca pela distância da aresta (N/mm), o escolhido para comparar os vários grupos experimentais. *Resultados:* não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as resistências ao lascamento das porcelanas, apesar da VM13 apresentar maior fração de área de leucita. Nas barras de duas camadas resfriadas lentamente e carregadas na direção perpendicular à interface, a zircônia proporcionou resistência ao lascamento da porcelana estatisticamente superior à proporcionada pelo metal. Quando o resfriamento rápido foi utilizado ou quando o

carregamento foi paralelo à interface, o teste não foi capaz de evidenciar diferenças entre os grupos. Nas coroas submetidas ao resfriamento rápido, o metal proporcionou resistência ao lascamento da porcelana estatisticamente superior à proporcionada pela zircônia. Quando o resfriamento lento foi utilizado, o teste não foi capaz de evidenciar diferenças entre grupos com materiais de infraestrutura distintos. *Conclusão:* O ensaio de lascamento em coroas reproduziu melhor que o ensaio de lascamento em barras a resistência ao lascamento relatada na clínica. Assim, esforços em aprimorar o teste utilizando espécimes com geometria mais semelhante à da coroa são importantes.

Palavras-chave: Cerâmicas odontológicas. Teste de lascamento da aresta. Resistência ao lascamento. Análise por elementos finitos. Zircônia.

ABSTRACT

Tanaka CB. Edge chipping test in bars and crowns to predict the chipping on veneered zirconia. [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Original.

Aim: To deepen the investigation of the edge chipping method when using either bar or crown-shaped specimens, to verify whether the test is able to reproduce the well-known clinical outcome that veneered zirconia is more prone to chipping than porcelain-fused-to-metal when the fast cooling protocol is used. *Materials and methods:* edge chipping test was conducted with different shaped specimens: bars (monolithic: VM13, VM9 or zirconia; or bilayers: VM13-metal and VM9-zirconia) and bi-layer crowns. A microstructure analysis was performed on the monolithic bars (5 mm x 32 mm x 2.5 mm) to evaluate possible differences between VM13 and VM9, that could account for differences on bilayer specimens data. The bilayer bars (5 mm x 32 mm x 2.2 mm, 0.7 mm and 1.5 porcelain infrastructure) were subjected to two cooling protocols (slow and fast) and load was applied in two directions (parallel or perpendicular to the interface). For bilayer bars, residual thermal stresses were evaluated using finite element analysis. For crown-shaped specimens (corresponding to the first molar, with 0.7 mm framework thickness), the cooling protocol was the same employed for bilayer bars. The fractured surfaces of all specimens were examined utilizing a stereomicroscope at a magnification from 20x up to 50x. The edge chipping data were analyzed by several approaches presented in the literature, the R_{eA} parameter (chipping resistance), corresponding to the average of force versus distance data collected over a broad range (N / mm), was chosen to compare the different experimental groups. *Results:* There was no significant difference between the veneers for chipping resistance, despite that VM13 presented the highest leucite content. On bilayer bars with slow cooling protocol and loading perpendicular to the interface, zirconia provided significantly higher chipping resistance than metal-based specimens. Edge chipping test was not able to detect differences between groups when fast cooling was used or loading was applied parallel to the interface.

When crowns were subject to fast cooling, results revealed that metal framework has significantly higher veneer chipping resistance than zirconia. When the slow cooling

protocol was used, differences between groups with different frameworks were not observed using edge chipping test. Conclusion: The chipping test on crowns reproduced the chipping resistance reported clinically better than bar-shaped specimens. Thus, efforts to improve the test using specimens more similar to the crown geometry are important.

Keywords: Dental ceramics. Edge chipping test. Chipping resistance. Finite element analysis. Zirconia.

LISTA DE ABREVIATURAS

°C	Graus Celsius
AEF	Análise de elementos finitos
ANOVA	Análise de variância
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
d ou d_a	Distância da aresta
E_T ou T_e	Tenacidade da aresta
F ou F_c	Força aplicada / Força crítica
h	Distância da aresta
K	fator intensificador de tensão
<i>K_{ICchipping}</i>	Tenacidade à fratura obtido pelo teste de lascamento
MEF	Método de elementos finitos
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mm	Unidade de comprimento (milímetro)
MPa	Força / Área (Mega Pascal)
N	Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)
PPFs	Prótese parciais fixas
ppm	Parte por milhão
<i>R_{eA}</i>	Resistência ao lascamento
RL	Resfriamento Lento
RR	Resfriamento Rápido
S_E	Resistência da aresta
T_g	Temperatura de transição vítrea
T_s	Temperatura de amolecimento da porcelana
Y-TZP	Zircônia policristalina tetragonal estabilizada por Ítria
α ou CETL	Coeficiente de contração térmico linear
ν	Coeficiente de poisson

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1	LASCAMENTO DE PORCELANA SOBRE ZIRCÔNIA NA CLÍNICA	24
2.2	RESFRIAMENTO	25
2.3	PROCESSO DE FORMAÇÃO DA TRINCA NO TESTE	26
2.4	PARÂMETROS DO TESTE	27
3	PROPOSIÇÃO	31
4	MATERIAL E MÉTODOS	33
4.1	TESTE DE LASCAMENTO EM BARRAS	34
4.1.1	Confecção dos espécimes	34
4.1.2	Ensaio mecânico	37
4.1.3	Forma de análise dos dados de lascamento	41
4.2	TESTE DE LASCAMENTO EM COROAS	44
4.2.1	Confecção dos espécimes	44
4.2.2	Ensaio Mecânico	46
4.2.3	Forma de análise dos dados de lascamento	47
4.3	ANÁLISES COMPLEMENTARES	48
4.3.1	Análise da microestrutura	48
4.3.2	Análise da fratura	48
4.3.3	Análise por elementos finitos	49
5	RESULTADOS	51
5.1	TESTE DE LASCAMENTO EM BARRAS	51
5.2	TESTE DE LASCAMENTO EM COROAS	57
5.3	ANÁLISES COMPLEMENTARES	60
5.3.1	Análise da microestrutura	60
5.3.2	Análise da fratura	60
5.3.3	Análise por elementos finitos	64
6	DISCUSSÃO	67
6.1	COMPARAÇÃO DAS ABORDAGENS	67
6.2	PORCELANA PARA METAL VERSUS PORCELANA PARA ZIRCÔNIA	69
6.3	PORCELANAS VERSUS ZIRCÔNIA	71
6.4	BARRAS MONOLÍTICAS VERSUS BARRAS DE DUAS CAMADAS	74
6.5	BARRAS: INFLUÊNCIA DA INFRAESTRUTURA E DO RESFRIAMENTO	75
6.6	COROAS: INFLUÊNCIA DA INFRAESTRUTURA E DO RESFRIAMENTO	79
6.7	BARRAS VERSUS COROAS: CONSIDERAÇÕES FINAIS	80
7	CONCLUSÕES	83

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de materiais restauradores que associem superioridade estética com excelência em propriedades mecânicas continua sendo um grande desafio para a indústria odontológica e para os pesquisadores que atuam nesta área do conhecimento. Este desafio ganha maior destaque com a crescente preocupação dos pacientes em terem seus dentes restaurados com materiais que possibilitem reproduzir forma, função e estética, mesmo nos dentes posteriores ³. Nas últimas décadas, a zircônia (Y-TZP – zircônia policristalina tetragonal estabilizada por Ítria) tem conquistado espaço no mercado odontológico como material de infraestrutura de coroas e próteses parciais fixas (PPFs), por suas propriedades mecânicas que superam as das demais cerâmicas atualmente disponíveis no mercado ⁴.

Contudo, este material ainda apresenta limitações estéticas, levando à necessidade de recobrimento com uma porcelana compatível, quando o fator estético é importante. Entretanto, a zircônia recoberta apresenta um ponto fraco: o alto risco de lascamento da porcelana ^{5, 6}. Apesar do lascamento geralmente ficar restrito à camada de porcelana ^{5, 6}, sua ocorrência causa enorme frustração para o paciente e o dentista, principalmente quando a falha leva à necessidade de substituição da peça protética. Nos últimos anos muitos estudos foram publicados com o objetivo de entender e solucionar o problema do lascamento da porcelana sobre infraestrutura de zircônia. Alguns deles foram delineados para avaliar a tensão térmica residual, através de metodologias como método da perfuração (*hole-drilling method*)⁷⁻¹⁰ e método da birrefringência ^{11, 12}. Outros estudos focaram no carregamento mecânico, através de testes de resistência à fratura ou fadiga, nos quais os formatos dos espécimes e o modo de carregamento foram adaptados para simular mais fielmente a situação clínica ¹³⁻¹⁵. Estudos baseados em análise com elementos finitos ou cálculos analíticos na avaliação do risco de lascamento também foram publicados¹⁶⁻¹⁹. Outra metodologia que surgiu neste cenário foi o teste de lascamento de aresta (*edge chipping test*)^{20, 21}.

Diversos autores, utilizando os mais variados métodos ^{8, 22-27}, apontaram uma forte influência do protocolo de resfriamento no risco de lascamento da porcelana sobre zircônia, sendo que a grande maioria concorda em que o resfriamento rápido promove resultados inferiores ao lento ^{23, 26, 27}. Entretanto, mesmo com a alteração

das instruções do fabricante, preconizando o resfriamento lento, ainda persiste a dúvida de se o problema do lascamento é solucionado apenas com a mudança no protocolo de resfriamento. Por isso, a zircônia recoberta com porcelana ainda não é indicada como a primeira opção para coroas unitárias ou próteses extensas ^{5, 6}. A falta de confiança em que o resfriamento lento consiga resolver de forma definitiva o problema de lascamento da porcelana sobre zircônia fez com que pesquisadores e clínicos optassem por outra solução: eliminar a camada de porcelana^{28, 29}.

Entretanto, a eliminação da camada de porcelana traz novos problemas, tais como limitação estética e dificuldade de remoção da peça em casos de retratamento. Parece importante encontrar uma solução definitiva para o problema de lascamento de porcelana sobre zircônia e que preserve a camada de porcelana. Para que esta solução seja encontrada, além de compreender o motivo do lascamento, é necessário encontrar um ensaio experimental que seja um bom preditor do comportamento mecânico do material em condições clínicas. De outro modo, as respostas obtidas não serão relevantes para o clínico, e nem serão úteis para o desenvolvimento ou melhoria de materiais e técnicas. Ao mesmo tempo, o ensaio experimental deve ser prático, relativamente fácil de aplicar, e reprodutível.

O teste de lascamento da aresta surgiu como uma ideia bastante promissora para estudar este problema, já que produz falhas semelhantes às encontradas clinicamente: lascas ³⁰⁻³². Habitualmente os espécimes são construídos em formato de barra ^{29, 33-35}. Pensou-se que a substituição por espécimes em formato de coroa ²¹ poderia trazer vantagens. Como o teste de lascamento da aresta é relativamente novo no meio odontológico, ainda existem muitas dúvidas quanto à melhor maneira de tratar os dados, quanto ao significado das curvas e outros parâmetros que resultam do teste, quanto às limitações do teste, e quanto a sua relação com o problema clínico. O modo de elucidar estas dúvidas e de avaliar se este ensaio pode ser considerado um bom preditor do risco de lascamento de coroas de zircônia recoberta deve considerar o fato, conhecido pela clínica, de que coroas de porcelana sobre zircônia apresentam menor resistência ao lascamento do que coroas de porcelana sobre metal, quando ambas são resfriadas rapidamente. Os fatores a ser considerados no desenho do estudo foram: material de infraestrutura (metal ou zircônia) e protocolo de resfriamento (lento e rápido). A influência destes fatores sobre a resistência ao lascamento da porcelana foi avaliada tanto para espécimes em formato de barra, como para espécimes em formato de coroa.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A crescente demanda por coroas dentárias confeccionadas por sistema CAD/CAM estimulou o desenvolvimento de blocos de CAD/CAM de diferentes materiais: resina composta, vitrocerâmica, dissilicato de lítio e zircônia. As propriedades mecânicas e estéticas destes blocos evoluíram significativamente na última década. Atualmente, estão disponíveis no mercado blocos policromáticos e com diferentes níveis de translucidez.

O lascamento é o tipo de defeito mais comumente observado na usinagem de materiais frágeis ³⁶⁻³⁸. Assim, nos últimos anos houve um interesse especial de fabricantes e pesquisadores em avaliar e ranquear os materiais quanto à facilidade de formar lascas. Uma metodologia que surgiu neste contexto foi o teste de lascamento da aresta, tradicionalmente utilizado na Engenharia ³⁹⁻⁴³ e introduzido na Odontologia em 2000 por Quinn *et. al.* ³⁷. Inicialmente o teste de lascamento da aresta foi aplicado apenas em espécimes monolíticos com formato de barras ^{40, 44, 45} e se mostrou eficiente no ranqueamento de diferentes classes de materiais cerâmicos ^{33, 37} e compósitos (*Watts et. al.*⁴⁶).

A alta frequência de relatos clínicos de lascamento de porcelana sobre zircônia^{5, 6, 47} motivou a aplicação do teste de lascamento em espécimes de duas camadas. Assim, Quinn *et. al.*²⁰ utilizaram o teste de lascamento a fim de comparar a facilidade ao lascamento entre a porcelana sobre infraestrutura de zircônia e aquela sobre infraestrutura de metal. Os autores não observaram diferenças entre PFM e zircônia recoberta e assumiram que a facilidade ao lascamento seria controlada mais pelas propriedades mecânicas do material de cobertura do que pelas propriedades do material da infraestrutura ou pelas tensões térmicas residuais, geradas pela discrepância (“*mismatch*”) de coeficiente de expansão térmica (CETL) destes materiais.

Já está bem estabelecido que um “*mismatch*” ligeiramente positivo (de 1,0 ppm°C⁻¹) entre o CETL da infraestrutura e o da porcelana de recobrimento é benéfico por gerar tensões circunferências de compressão na porcelana ²⁷. Estas tensões de compressão dificultam a propagação de pequenas trincas e falhas material, diminuindo o risco de falha do mesmo ^{18, 27}.

Além da discrepância de CETL, outro fator que determina as tensões térmicas residuais em coroas de duas camadas é o gradiente térmico em temperaturas acima da temperatura de transição vítrea (T_g)^{12, 26}. Este gradiente é responsável por gerar tensões de têmpera, que parecem prejudiciais para as porcelanas sobre zircônia¹⁸. Estas tensões se tornam mais críticas em protocolos de resfriamento rápido, já que não há tempo para o relaxamento viscoelástico da porcelana acima da sua temperatura de transição vítrea (T_g).

Assim, as indústrias de cerâmicas odontológicas, cientes dos efeitos deletérios do resfriamento rápido em zircônia recoberta, começaram a preconizar o resfriamento lento. Quando o resfriamento lento é adotado, ocorre uma homogeneização da temperatura por toda a espessura da porcelana, e as tensões geradas na peça protética são exclusivamente devido à diferença de CETL entre os materiais.

2.1 LASCAMENTO DE PORCELANA SOBRE ZIRCÔNIA NA CLÍNICA

Quando a zircônia foi introduzida como material para infraestrutura, esperava-se que ela apresentaria o mesmo desempenho clínico das infraestruturas de metal, com a vantagem da superioridade estética. Contudo, os estudos têm mostrado que as coroas de zircônia recoberta apresentam uma alta incidência de lascamento da porcelana de recobrimento.

As taxas de insucesso de porcelana sobre zircônia devido ao lascamento variam bastante entre autores: valores de 2 a 30% são reportados em acompanhamento de 3 a 5 anos^{5, 6, 48-51}. Esta grande variação se deve à falta de padronização dos critérios de falhas⁴⁷. *Heintze et. al.*⁵² sugeriram uma classificação quanto ao tamanho das lascas:

Grau 1: Lascamento pequeno na porcelana que pode ser tratado apenas com polimento da superfície;

Grau 2: lascamento moderado da superfície com necessidade de reparo com compósito;

Grau 3: lascamento severo no qual necessita da substituição da peça protética.

Em análises fractográficas observa-se uma superfície rugosa associada à origem da fratura⁵³⁻⁵⁵. Essa rugosidade foi atribuída ao excessivo desgaste de contatos oclusais, agravado por hábitos parafuncionais⁵³, ou aos ajustes oclusais realizados por cirurgiões dentistas com ponta diamantada. As falhas de grau 1 e 2 receberam recentemente um subdivisão como não-críticas e críticas⁵⁶, sendo que as não críticas não comprometem a estética ou a função da restauração e as críticas incluem alterações de cor (grau 1) ou morfologia (grau 2).

Os lascamentos são normalmente coesivos na porcelana e, em muitos casos, são solucionados com um simples polimento ou nem são reportadas como falha. Raramente o lascamento da porcelana expõe ou envolve a fratura da infraestrutura^{53, 55, 57}.

As causas específicas do maior índice de lascamento em porcelana sobre zircônia ainda são desconhecidas, mas sabe-se que o resfriamento rápido apresenta um importante papel no processo^{18, 58}, motivo pelo qual fabricantes e pesquisadores têm sugerido o resfriamento lento^{12, 22, 23}.

2.2 RESFRIAMENTO

A fim de reduzir o risco de lascamento das porcelanas de recobrimento, as tensões residuais na porcelana têm sido extensivamente estudadas^{8, 11, 12, 18, 23, 26, 27, 59, 60}. A utilização de um protocolo de resfriamento que gere tensões residuais de compressão na superfície da porcelana^{61, 62} de recobrimento tende a diminuir o risco de lascamento deste material, por dificultar a propagação da trinca. Este mecanismo de proteção de propagação da trinca é muito utilizado na indústria de vidros por meio da técnica de têmpera, que são benéficas no sentido de aumentar a resistência e a tenacidade aparente de materiais friáveis.

Na odontologia esse mesmo princípio foi aplicado com sucesso em peças metalo-cerâmicas, coma adoção de um resfriamento rápido. Contudo, a têmpera não apresenta um efeito benéfico em porcelanas sobre zircônia. O gradiente térmico foi identificado como um dos fatores responsáveis pelo lascamento da porcelana sobre zircônia^{12, 26}. A baixa difusividade térmica da zircônia gera um gradiente de temperatura acentuado, especialmente em protocolos de resfriamento rápido. Como resultado, a tensão residual térmica global aumenta significativamente no interior da

porcelana, porque não há tempo suficiente para o relaxamento viscoelástico acima da sua temperatura de transição vítrea (T_g). Em casos extremos, o resfriamento rápido pode levar ao choque térmico do sistema cerâmico, causando trincas espontâneas^{63, 64}.

Atualmente, a comunidade odontológica está alerta dos efeitos deletérios das taxas de resfriamento rápido em cerâmica com baixa difusividade térmica. Assim, a maioria dos fabricantes recomenda uma taxa de resfriamento relativamente baixa para zircônia recoberta, o que é conseguido mantendo a porta do forno fechada até que a temperatura do forno caia abaixo da T_g de porcelana. Alguns autores sugerem um protocolo ainda mais demorado, no qual a taxa de resfriamento baixa é mantida até a temperatura ambiente ser atingida^{8, 65}. No entanto, um resfriamento extremamente lento pode potencialmente induzir tensões residuais adicionais na camada de porcelana, devido a alterações microestruturais⁶⁶.

2.3 PROCESSO DE FORMAÇÃO DA TRINCA NO TESTE

O processo de formação da lasca no teste de lascamento da aresta, com indentador Vickers já foi bem detalhado na literatura^{1, 2, 39, 44, 67}. Inicialmente, a aplicação da carga provoca a formação de duas trincas: mediana e lateral. A trinca mediana inicia a partir da zona plástica imediatamente abaixo da ponta do indentador e propaga para baixo no longo eixo da aplicação da carga. Simultaneamente, a trinca lateral estende-se na direção paralela à aresta e depois é desviada em direção à face livre do espécime. Quando o crescimento destas trincas se torna instável, o fragmento se solta e ocorre a formação da lasca. As tensões de tração do sistema que apresentam direção perpendicular às trincas tendem a favorecer a abertura das mesmas. As tensões de compressão atuam no sentido oposto: de dificultar a propagação das trincas.

Figura 2.1 – Esquema do processo de propagação de trinca no teste de lascamento da aresta

Para a maioria dos materiais frágeis a trinca mediana tende a crescer muito além da zona de deformação causada pelo indentador. Com base nos princípios do mecânico da fratura, Lawn *et. al.*¹ apresentaram um modo de calcular do fator intensificador de tensão (K) em função da carga aplicada e do comprimento da trinca mediana.

2.4 PARÂMETROS DO TESTE

Os termos *Edge chipping test*, *Edge fracture tests*, *edge flaking* são utilizados para definir o teste de lascamento da aresta. Entre os grupos de pesquisa, diferentes parâmetros têm sido sugeridos para avaliação dos resultados, com diferentes abreviaturas sendo utilizadas para se referir à resistência ou à tenacidade da aresta. Um resumo dos termos e das abreviaturas encontra-se abaixo (Tabela 2.1).

Alguns autores³⁴ afirmam que o processo de formação das lascas é governado pela capacidade de o material resistir à deformação plástica, determinada pela resistência do material. Outros² acreditam que este tipo de fratura esteja relacionado à energia necessária para que uma trinca se propague, o que é determinado pela tenacidade do material.

Um dos parâmetros definidos como resistência da aresta, o R_{eA} , apresenta unidade de N/mm, pois representa a média das razões de força crítica necessária para causar a lasca pela distância do centro de aplicação da carga até a borda do espécime. Outro parâmetro de resistência, o $S_E (0,5)$ ^{46, 68}, apresenta unidade em Newtons, pois é obtido a partir da média de valores de força crítica à distância pré-determinada de 0,5 mm^{46, 68}.

A tenacidade da aresta (T_e) é dada pela relação linear da carga de fratura (F) em função da distância da aresta (d). Contudo, observou-se que uma tendência linear não se ajusta bem para todos os materiais ³³. Esta não-linearidade está associada com o processo de formação da lasca. O processo é dividido em 4 passos:

- (a) formação de uma pequena indentação;
- (b) formação de trincas radiais estáveis;
- (c) propagação destas trincas radiais para baixo e na direção paralela à superfície da aresta;
- (d) propagação instável da trinca na direção à face livre, provocando o lascamento.

Além desse comportamento não-linear, observou-se uma dispersão alta dos dados, dependendo do tipo de indentador, com variação em até 10% ³³. Os indentadores Rockwell (120°), Vickers (136°), Knoop ($\alpha=130^\circ$ e $\beta=172^\circ 30'$) e cônico ($90, 100, 120$ e 140°) ^{2, 34, 40} foram os principais tipos utilizados para o teste de lascamento da aresta. A literatura reporta que quanto mais agudo o ângulo do indentador, menor a força necessária para causar a fratura. Isso deve-se ao fato de que os indentadores Rockwell e cônicos possuem um início de trinca aleatório e formação de pequenas trincas ao redor do indentador, o que resulta em grande variação no formato de lascas. Além disso, o início da trinca pode ser influenciado pela microestrutura e a população de defeitos do espécime. Em contrapartida, os indentadores Knoop e Vickers permitem um controle do início da trinca, sendo que as trincas radiais irão sempre se formar a partir das extremidades das diagonais do indentador, e como as suas diagonais são ajustadas para que uma delas fique paralela à borda do espécime, o padrão de fratura é mais homogêneo. Estudos recentes ^{2, 30, 32-34, 69} têm explorado curvas de potência e quadrática, por apresentarem maior ajuste aos dados não lineares.

Chai *et. al.*⁷⁰, baseados em um modelo da mecânica da fratura a partir da evolução das trincas radiais, deduziram a equação com expoente fixo de 1,5 para cálculo da tenacidade (Tabela 2.1 – linha 6). Quinn *et. al.*²⁰ utilizaram o expoente fixo em 2 para que a constante A (Tabela 2.1 – linha 4) obtivesse unidade de medida em N/mm^2 ou MPa, obtendo-se como resultante a resistência ao lascamento do material. Recentemente, Quinn *et. al.*^{33, 34} têm ajustado os dados de força versus distância em curvas de potência com expoente variando de 1 a 2, mas apenas um

ajuste empírico dos dados, sem nenhum significado físico para as constantes A e n (Tabela 2.1 – linha 4).

Quinn *et. al.* ³⁴ apresentaram um novo modelo fenomenológico por meio de uma função quadrática, baseado no balanço de energia entre o trabalho do indentador, a deformação plástica do material e a fratura. Uma correspondência com as fórmulas de dureza foi realizada, já que ambos os testes envolvem deformação ao redor do indentador e fratura. Os termos a_1 e a_2 (Tabela 2.1 – linha 5) foram correlacionados com a criação da superfície pelo indentador e deformação plástica, respectivamente.

A falta de consenso entre os autores e a falta de padronização deixa uma lacuna de qual é a melhor forma de análise dos resultados. Como a maioria dos parâmetros são obtidos pelo ajuste de uma linha de tendência aos dados apresentados em um gráfico de força *versus* distância da aresta, fica difícil a aplicação de uma análise estatística.

Tabela 2.1– Termos e abreviaturas utilizados na literatura para referir-se ao teste de lascamento da aresta

	Resposta (unidade) Termo em Inglês / abrev.	Definição	Equação	Parâmetros	Referência
1	Tenacidade da aresta (N/mm) Edge toughness / T_e or M flaking toughness/ E_T	Inclinação da curva linear F_c versus d_e	$T_e = \Delta F / \Delta d$	T_e é numericamente equivalente a força necessária para criar uma lasca à uma distância da aresta de 1 mm	37, 71
2	Resistência da aresta (N) <i>Edge strength</i> / S_E (0,5)	Força necessária para causar o lascamento à distância de 0,5 mm	$F = S \times d + Y$	F é a força necessária para causar a fratura em uma dada distância d (mm) da aresta. S é a inclinação da regressão linear e Y é a intersecção	46
3	Resistência ao lascamento (N/mm) <i>Edge chip resistance</i> / R_{eA}	Média de todas as razões $\Delta F / \Delta d$	$\overline{R_{eA}} = \sum_{i=1}^N \frac{R_{eAi}}{N}$		72
4	Resistência ao lascamento <i>Edge chip strength</i> / A (N/mm ⁿ)	Constante A da função exponencial	$F = A d^n = A' \left(\frac{d}{d_0} \right)^n$	Os termos A e n são constantes.	20, 33
5	Resistência ao lascamento a₁ (N/m) e a₂ (N/m ²)	Constante a_1 e a_2 da função quadrática	$F = a_1 d + a_2 d^2$	Os termos a_1 e a_2 são constantes	34
6	Tenacidade (MPa m ^{1/2}) Toughness/ K_{IC} chipping	Tenacidade do material	$K_C = \frac{P_F}{\beta \cdot h^{3/2}}$	K_{IC}	2, 21

3 PROPOSIÇÃO

1. Comparar as cinco diferentes abordagens existentes na literatura para análise de resultados do teste de lascamento da aresta em barras, e ponderar as vantagens e desvantagens de cada uma delas.
2. Comparar, através do teste de lascamento da aresta:
 - a. Barras monolíticas de duas porcelanas de recobrimento: VM9 e VM13, sendo a primeira indicada para zircônia e a segunda, para metal, e tendo as duas a mesma diferença de CETL com suas respectivas infraestruturas. A hipótese era que estes dois materiais (por apresentarem composição e microestrutura parecidas) seriam semelhantes quanto à resistência ao lascamento. Esta comparação seria importante para a correta interpretação de eventuais diferenças encontradas nos espécimes de duas camadas.
 - b. Barras monolíticas de porcelanas versus barras monolíticas de zircônia – a comparação de materiais com ordens de grandeza de resistência mecânica e de tenacidade à fratura sabidamente diferentes teve como objetivo verificar se o teste pode ser utilizado para avaliar a tenacidade à fratura destes materiais, como sugerido por alguns autores.
 - c. Barras monolíticas de porcelanas versus barras com duas camadas – com a hipótese de que a tensão residual devida à discrepância de CETL entre o material de infraestrutura e o de recobrimento influenciaria a resistência ao lascamento da porcelana. A tensão residual foi avaliada através da análise por elementos finitos.
 - d. Barras de duas camadas, com diferenças no material de infraestrutura (zircônia e metal), tipo de resfriamento (rápido ou lento) e direção do carregamento (paralela ou perpendicular à interface) - para avaliar se o ensaio é capaz de evidenciar diferenças entre os fatores em estudo.
 - e. Coroas de duas camadas, com diferenças no material de infraestrutura (zircônia e metal), tipo de resfriamento (rápido ou lento) - para avaliar se o ensaio é capaz de evidenciar diferenças que a literatura relata entre os fatores em estudo.
3. Aprofundar na interpretação dos dados obtidos pelo teste de lascamento da aresta, com espécime em formato de barra ou de coroa, para verificar se o

ensaio é capaz de reproduzir o resultado, já conhecido na clínica, de que porcelana sobre zircônia apresenta maior facilidade de lascamento do que porcelana sobre metal, quando o resfriamento rápido é adotado.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foi aplicado o teste de lascamento da aresta em espécimes com dois formatos básicos: (1) formato de barra (monolítica ou em duas camadas) e (2) formato de coroa (sempre com duas camadas). As barras monolíticas foram resfriadas sempre rapidamente. Os espécimes com duas camadas receberam dois diferentes protocolos de resfriamento: lento e rápido.

Em determinados espécimes foram realizadas também análises complementares: (1) microestrutura das barras monolíticas de porcelanas (para avaliar eventuais diferenças entre a microestrutura da VM9 e a da VM13); (2) análise das tensões térmicas residuais, usando elementos finitos (em barras de duas camadas e (3) análise da fratura, com estereomicroscópio (nas barras de duas camadas e nas coroas).

O delineamento do estudo está resumido na Figura 4.1.

Figura 4.1 – Resumo do delineamento do estudo, com as variáveis de geometria, material de infraestrutura, protocolo de resfriamento e direção do carregamento

4.1 TESTE DE LASCAMENTO EM BARRAS

4.1.1 Confeção dos espécimes

Foram confeccionadas barras de (5 mm x 32 mm x 2,5 mm). As monolíticas foram construídas ou com uma das duas porcelanas específicas para recobrimento (VM9 e VM13) ou com uma zircônia policristalina estabilizada por ytria (VITA Inceram YZ). As barras de duas camadas foram feitas com infraestrutura de zircônia (VITA Inceram YZ) ou de metal (Remanium® Cse) recobertas pelas porcelanas VM9 e VM13, respectivamente. Os materiais utilizados neste estudo e seus respectivos fabricantes estão apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Materiais utilizados neste estudo

Legenda	Material	Indicação	Empresa
NiCr	Liga metálica NiCrMo (Remanium® Cse)	infraestrutura	Dentaurum, Ispringen, Deutschland.
YZ	VITA IN-CERAM FOR INLAB YZ	infraestrutura	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany.
VM13	VM13 (3M2)	Recobrimento de metal	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany.
VM9	VM9(3M2)	Recobrimento de zircônia	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany.

Os corpos-de-prova de uma única camada foram fabricados a partir de uma suspensão de pó de porcelana e água destilada. A mistura foi condensada com vibração mecânica em uma matriz metálica e o excesso de água foi removido com papel absorvente. Ao final da condensação foi utilizada uma lâmina de corte para acabamento e planificação da superfície. O corpo verde foi sinterizado segundo as instruções do fabricante para o ciclo da primeira queima de dentina (Tabela 4.2) num forno Programat CS (Ivoclar VivadentAG, Schaan, Liechtenstein). Após sinterização, as barras receberam acabamento e polimento utilizando a politriz semi-automática Ecomet 4 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) e discos diamantados de 15, 9, 6, 3 e 1 µm (Apex DGD - Buehler, Lake Bluff, IL, EUA).

As infraestruturas de zircônia das barras com duas camadas foram confeccionadas a partir de blocos parcialmente sinterizados (VITA In-Ceram YZ-65/40S – 65 mm x 40 mm x 17 mm). Foram realizados cortes longitudinais para obter fatias de 1,5 mm de espessura, com auxílio de um disco diamantado em

cortadeira de baixa velocidade (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). Um segundo corte foi feito para obter barras com 4,4 mm x 40 mm x 1,5 mm. Manualmente, as barras foram desgastadas até 0,84 mm de espessura, utilizando papel abrasivo silicone carbide (30 μ m, Grit 600/P1200, CarbiMet, Buehler, IL, USA). Foram sinterizadas a 1530 °C por 2h, com taxa de aquecimento de 25 °C/min em forno elétrico (Lindberg/Blue M, Thermo Fisher Scientific Inc., MA, USA), conforme as instruções do fabricante (Tabela 4.2). Após a sinterização, as barras apresentavam uma espessura de 0,7 mm.

As infraestruturas de metal das barras com duas camadas foram confeccionadas pela técnica padrão da cera perdida, com revestimento fosfatado, a partir de um padrão em resina duralay confeccionado mediante prensagem da resina no mesmo molde usado para condensar a porcelana (4 mm x 32 mm x 0,7 mm). A liga metálica usada foi de NiCrMo (Remanium® Cse). Após o processo de fundição, foi realizado o acabamento com pedra de óxido de alumínio e o jateamento com óxido de alumínio (50 μ m) a 4 bars de pressão e, aproximadamente, 5 cm de distância, na face que receberia a porcelana. Previamente à aplicação da porcelana foi realizado o processo de oxidação superficial recomendado pelo fabricante (Tabela 4.2).

O processo de aplicação da porcelana VM9 sobre a zircônia foi semelhante ao da VM13 sobre metal (Figura 4.2). Inicialmente foi aplicada uma fina camada de uma pasta mais diluída de pó de porcelana e água sobre a infraestrutura. Esta fina camada foi sinterizada pelo protocolo de queima “wash” (Tabela 4.2). Em seguida, a infraestrutura, com a camada de “wash” para cima, foi posicionada numa matriz de metal e, seguindo o mesmo protocolo utilizado nas barras monolíticas, foi compactada uma suspensão de porcelana. O corpo-verde da camada de recobrimento foi confeccionado com 2,5 mm de espessura em um único incremento, e recebeu uma queima específica para dentina (Tabela 4.2).

Camada de Wash na infraestrutura

Aplicação de porcelana

Sinterização da porcelana

Figura 4.2 – Processo de aplicação da porcelana sobre a infraestrutura

Tabela 4.2– Ciclos de sinterização das porcelanas de recobrimento VM9 e VM13, Zircônia e o processo de oxidação do metal

		Temp. inicial (°C)	Tempo de pré-secagem (min)	Tempo de aquecimento (min)	Taxa de aquecimento (°C/min)	Temp. final de queima (°C)	Tempo de manutenção na temp. final (min)	Resfriamento lento até a respectiva temp. (°C)	Tempo de vácuo (min)
VM9	Queima de Wash	500	2	8,11	55	950	1	-	8,11
	1° queima de dentina	500	6	7,27	55	910	1	600	7,27
	2° queima de dentina	500	6	7,16	55	900	1	600	7,16
	Queima de Glaze	500	0	5,00	80	900	1	600	-
VM13	Zircônia	25		60,2	25	1530	120		
	Queima de Wash	500	2	5,52	75	940	2		5,52
	1° queima de dentina	500	6	6,55	55	880	1		6,55
	2° queima de dentina	500	6	6,44	55	870	1		6,44
	Queima de Glaze	500	0	4,45	80	880	2		-
Oxidação do metal		600	1	7,45	55	1010	10		17,45

Para o último ciclo de resfriamento foram estabelecidos dois protocolos distintos: resfriamento rápido (RR) ou lento (RL). Para o resfriamento rápido (RR), a porta do forno era aberta imediatamente ao final do ciclo de sinterização (~900°C) e o corpo-de-prova era removido para uma bandeja auxiliar localizada ao lado do forno para resfriamento até a temperatura ambiente (~25°C). Para o resfriamento lento (RL), o corpo-de-prova era mantido no forno, que era desligado, até atingir a sua temperatura de transição vítrea (T_g^1 — VM13 a 570 °C e VM9 a 600 °C) e só então era removido para bandeja auxiliar.

Após a sinterização, foi realizado o processo de acabamento e polimento de forma semelhante ao realizado com as barras monolíticas. A espessura final da camada de porcelana foi de 1,5 mm, sobre 0,7 mm de infraestrutura.

4.1.2 Ensaio mecânico

Para a realização do teste de lascamento foram adaptados vários dispositivos à máquina de testes universal (Instron 4501, Instron Corp., Canton, MA), visando atender às necessidades de exatidão da distância entre a aresta e o ponto de aplicação da carga. Uma mesa XY com base giratória, equipada com fusos micrométricos foi fixada na base da máquina de ensaios universal (Figura 4.5). A carga foi aplicada com indentador Vickers (Figura 4.3), com ponta de diamante, a uma velocidade de 0,1 mm/min até a fratura da lasca.

Figura 4.3– Dimensões do indentador Vickers utilizado para aplicação de carga

Para a adaptação do indentador à célula de carga foi confeccionado um espaçador metálico cilíndrico com encaixe específico para a célula em uma das extremidades e encaixe específico para fixação do indentador na outra extremidade.

¹ Informação constante na bula de informações do fabricante (<http://bit.ly/1SpUOhp>)

No espaçador foi fixado um microscópio digital (USB 400x digital microscope) (Figura 4.4).

Figura 4.4– Dispositivo para fixação do indentador Vickers à célula de carga da máquina de teste universal, com microscópio digital acoplado

Inicialmente a base giratória da mesa era ajustada para que as direções X e Y da sua movimentação coincidissem com as direções X e Y mostradas na imagem do microscópio. Era então necessária a realização dos seguintes ajustes, prévios ao teste, para garantir que a ponta de diamante estivesse também alinhada:

1. Era efetuada uma indentação num local aleatório em uma placa de metal maleável colada à mesa XY (Figura 4.5).
2. Em seguida, a mesa XY era deslocada até que fosse possível visualizar e centralizar a indentação recém-realizada na tela do computador.
3. Para garantir uma referência ao ponto central da indentação, algumas linhas de referência foram sobrepostas à tela do computador, desenhadas sobre uma transparência de acetato (Figura 4.6): as linhas sólidas, em forma de X, coincidiam com as diagonais da janela do software, de modo que o encontro delas apontava o centro da imagem formada pelo microscópio; já a linha tracejada servia como referência para garantir o paralelismo entre (a) a aresta do espécime, (b) uma das diagonais da indentação e (c) o eixo Y da mesa.

4. Se uma das diagonais não coincidissem com a linha tracejada, era realizado um pequeno giro no indentador e nova indentação era realizada. O procedimento era repetido até conseguir o alinhamento (Figura 4.6). Em seguida, o espécime era fixado na base de modo que a aresta ficasse paralela ao eixo Y da mesa. Este paralelismo era confirmado ao verificar o alinhamento da aresta do espécime com a linha tracejada (Figura 4.6), este alinhamento deveria ser mantido ao longo do deslocamento da mesa em Y.

O espécime era fixado à mesa XY através de uma placa metálica parafusada, com uma folga nos furos, que permitia pequenos ajustes de posicionamento. O espécime era unido a esta placa com cola de cianoacrilato (Superbond). Tomava-se o cuidado de que a aresta da barra estivesse paralela ao eixo Y da mesa e paralela a uma das diagonais do indentador Vickers, ajustando os parafusos após a colagem do espécime. Estes ajustes eram conseguidos com o auxílio do microscópio digital que tinha sido acoplado ao espaçador e conectado ao computador por um cabo USB através do programa Micro-measure-Software.

Apesar de que este sistema não permite visualizar no microscópio o ponto em que o diamante incidiria se a máquina descesse o seu travessão naquele momento, era possível estabelecer uma correspondência entre o ponto em que tinha incidido o indentador no metal e o número de voltas que era preciso dar a cada um dos fusos micrométricos para que a marca produzida pelo indentador ficasse centralizada na imagem fornecida pelo microscópio. Conhecendo esta relação e fazendo alguns cálculos em uma planilha de cálculo (ANEXO A), era possível deslocar a mesa XY para que o indentador incidisse em alvos previamente escolhidos na visão ao microscópio.

Figura 4.5—Disposição da mesa XY e posicionamento do espécime para realização do teste de lascamento da aresta

Uma mesma barra era ensaiada várias vezes com diferentes valores de distância aresta-indentação. A fim de evitar interferência entre os lascamentos próximos, foi estabelecida visualmente uma distância entre uma indentação e sua vizinha, condizente com o tamanho da lasca obtida anteriormente e a futura distância da indentação até a aresta. Barras de duas camadas foram ensaiadas de dois modos: com a carga aplicada em direção paralela ou perpendicular à interface entre camadas (Figura 4.7).

Para obtenção da distância real exata da aresta até a indentação (um pouco diferente da projetada pelo sistema de posicionamento adaptado à máquina de ensaios) foram obtidas fotografias padronizadas das barras lascadas em estereomicroscópio (Leica) e as imagens foram analisadas no Adobe Photoshop CS5. Uma linha unindo as bordas da lasca foi traçada para redefinir a aresta. A distância da aresta (d) foi definida como a distância entre a marca característica de origem da fratura e a projeção da linha da aresta. Estes valores de d foram utilizados para criar os gráficos de força crítica (F) em função da distância (d).

Figura 4.6 – Imagem de uma endentação alinhada e centralizada, fornecida pelo microscópio (Micro-measure-Software). São mostradas também as linhas de referência: tracejada (central e paralela ao eixo Y), e sólidas (diagonais do quadro da janela), que formam um alvo. As linhas foram desenhadas numa transparência de acetato e sobrepostas à tela do computador

Figura 4.7– Aplicação da carga em barras de duas camadas perpendicular (esquerda) e paralela (direita) à interface infraestrutura/porcelana

4.1.3 Forma de análise dos dados de lascamento

Os dados do teste de lascamento foram apresentados em gráficos de força crítica (F), requerida para produzir os fragmentos, em função da distância (d) entre o indentador e a aresta de interesse (ver no item 4.3.2 o detalhamento da determinação do valor de d). Nestes gráficos, foram traçadas quatro linhas de

tendências, uma para cada uma das diferentes abordagens apresentadas na literatura (Tabela 4.3). As funções foram apresentadas com seus respectivos R^2 , que indica o grau de ajuste da função da curva aos pontos experimentais.

Tabela 4.3- Linhas de tendência utilizada para tratar os dados, baseadas nas diferentes abordagens apresentadas na literatura.

Linha de tendência			Parâmetro a ser analisado
Nome	Equação	Cor da curva	
Linear	$F = ad$	preta	$Te = a$
Potência	$F = Ad^n$	verde	A
Quadrática	$F = a_1d + a_2d^2$	vermelha	a_1 e a_2
Potência com expoente fixo	$F = \beta K_{IC} d^{1,5}$	azul	K_{IC}

Sendo que; F = Força crítica; d = distância da aresta; β = constante geométrica; As três primeiras funções (linear, potência e quadrática) foram obtidas automaticamente pelo Excel. Para a obtenção da função de potência com expoente fixo em 1,5, adotou-se a seguinte metodologia:

1. Os pontos experimentais foram lançados em um gráfico de força em função de d' , sendo:

$$d' = d^{1,5} \quad \text{Equação1}$$

2. Foi encontrada a equação linear, forçada a passar pelo ponto zero, que mais se ajustava a estes pontos:

$$F = ad' \quad \text{Equação2}$$

3. Com o coeficiente angular desta equação foi possível calcular o valor de K_{IC} , considerando que o valor de β é uma constante igual a 9,3¹:

$$a = \beta K_{IC} \quad \text{Equação3}$$

4. Para realizar o cálculo, era necessário uniformizar as unidades de distância e de força, de modo que K_{IC} ficasse expresso em unidades de $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$:

$$F \times 10^{-6} = \beta K_{IC} \left(\frac{d}{10^3} \right)^{1,5} \quad \text{Equação 4}$$

$$F = \beta K_{IC} \left(\frac{d}{10^3} \right)^{1,5} \times 10^6 \quad \text{Equação 5}$$

$$F = \beta K_{IC} 10^{1,5} \times d^{1,5} \quad \text{Equação 6}$$

$$K_{IC} = a / (\beta \times 10^{1,5}) \quad \text{Equação 7}$$

$$K_{IC} = a / (9,3 \times 10^{1,5}) \quad \text{Equação 8}$$

5. Encontrado o valor de K_{IC} , era possível calcular o valor de F pela fórmula da potência com expoente fixo (Tabela 2.1 – linha 6)
6. Para valores de d que variavam no mesmo intervalo das outras curvas, com incrementos de 0,1 mm. A curva correspondente (azul) era traçada com a união destes pontos.

Nos gráficos foi também traçada uma linha vertical tracejada que cruzava o eixo x , no ponto correspondente a 0,5 mm de distância da aresta, para facilitar a visualização do $S_E(0,5)$, cujos valores foram calculados para cada uma das linhas de tendência. Para facilitar a comparação entre os grupos, os parâmetros de cada abordagem foram também apresentados em tabelas.

Em uma tabela separada, foi apresentado o parâmetro R_{eA} , que corresponde à média de todas as razões F/d . Como este parâmetro era resultante da média de várias medições (e não um valor único encontrado pela função ajustada aos pontos medidos experimentalmente), foi possível realizar a análise de variância e o teste de Tukey para contraste das médias referentes a cada grupo. A análise estatística foi realizada em quatro etapas:

- I. Análise de variância (ANOVA) para um fator, para a comparação da força crítica (F) entre barras monolíticas VM9 e VM13.
- II. ANOVA para um fator, para a comparação da força crítica (F) entre as barras monolíticas de VM13 e suas respectivas barras de duas camadas.
- III. ANOVA para um fator, para a comparação da força crítica (F) entre as barras monolíticas de VM9 e suas respectivas barras de duas camadas.
- IV. ANOVA de três fatores (material de infraestrutura, protocolo de resfriamento e direção de carregamento) para a comparação da força crítica (F) entre todas as barras de duas camadas.

4.2 TESTE DE LASCAMENTO EM COROAS

4.2.1 Confeção dos espécimes

Uma coroa de primeiro molar inferior utilizada em estudo prévio ⁷³ serviu como referência para confecção dos espécimes. A parte interna da coroa foi isolada com vaselina e preenchida com gesso especial (tipo IV) para confecção do troquel. O troquel foi digitalizado no Escâner inEos X5 (Sirona®, Salzburg, Austria) e sobre ele foi construído um coping de anatomia uniforme com 0,7 mm de espessura, utilizando o programa InLab 3D versão 4.2. A imagem digitalizada foi exportada em formato .STL para a fresadora inLab MC XL (Sirona®, Salzburg, Austria). No total foram confeccionados 24 copings: 12 em blocos de zircônia parcialmente sinterizada (em 1 bloco Vita Cerec Zirconia YZ-65/40S) e 12 em resina para padrão (em 4 blocos de Vita CAD WAXX).

Os conectores entre os copings usinados foram removidos com broca diamantada de granulação fina (FF) em alta rotação e foram limpos com ar comprimido. A sinterização dos copings de zircônia foi realizada no forno Vita Zyrcomat Wilcos®, sobre uma base com esferas de zircônia (Tabela 4.2).

A fundição dos copings de metal foi realizada pelo laboratório protético especializado (Laboratório Airtón®). Foi utilizada liga de Niquel-Cromo (Tabela 4.1) por meio da técnica da cera perdida, seguindo o mesmo protocolo realizado nos espécimes em formato de barra. Após a fundição, foi realizado o acabamento com jateamento de óxido de alumínio com partículas de 50 microns e pressão de 4 bar, a uma distância de 5 cm. Antes da aplicação da porcelana, os copings foram limpos (com banho de água destilada em lavadora ultrassônica por 10 minutos) e submetidos ao protocolo de oxidação superficial recomendado pelo fabricante® (Tabela 4.2), em forno KERAMPRESS KOTA.

A aplicação da porcelana foi realizada manualmente, no laboratório de prótese dentária já mencionado por uma técnica e experiente. Para padronização da anatomia e espessura da camada de porcelana foi confeccionado um molde com silicone de adição a partir da coroa base (Figura 4.8). Este molde foi dividido em 4 partes (Mesio-bucal, Mesio Lingual, Disto-Bucal e disto-lingual) e a cada camada de aplicação de porcelana era feita a conferência da espessura encaixando o molde de

silicone. A porcelana VM9 foi aplicada sobre os copings de zircônia e a VM13 sobre os copings de metal, seguindo o protocolo de sinterização recomendado pelo fabricante (Tabela 4.2). Durante a queima da porcelana os copings ficavam apoiados em pinos de zircônia sobre refratário perfurado. No último ciclo de sinterização foram aplicados os mesmos dois protocolos de resfriamentos aplicados às barras, lento e rápido, descritos no item 4.1.1.

Figura 4.8 – Molde de silicone para padronização durante a aplicação de porcelana.

Figura 4.9 – Inclusão com resina acrílica do troquel de Z100 em tubo de PVC com auxílio do paralelômetro.

Para padronizar o posicionamento das coroas durante a execução do teste de lascamento da aresta elas foram cimentadas sobre troqueis de resina composta (Z100, 3M/ESPE, St Paul, MN) confeccionados diretamente na parte interna da coroa, formando uma geometria semelhante à raiz dental com aproximadamente 2 cm de altura. Os troqueis foram mantidos em água destilada a 37°C por 21 dias. Após o envelhecimento, os troqueis foram incluídos com resina acrílica em tubo de PVC de 25 mm de diâmetro. Com o auxílio de um paralelômetro ao qual tinha sido fixado um molde dos troqueis, o cabo do troquel foi embutido com resina acrílica, de

modo a uniformizar a sua posição (Figura 4.9). As coroas foram cimentadas nos troqueis (Figura 4.10) com cimento resinoso (Panavia, Kuraray) e mantidas em água destilada à 37°C por 7 dias antes da realização do teste de lascamento.

Figura 4.10 – Cimentação das coroas com cimento resinoso. A: Limpeza e preparo interno da coroa, B: Dosagem do primer, C: aplicação do primer no troquel de resina Z100, D: mistura das pastas A e B do cimento resinoso, E: Posicionamento da coroa e aplicação de pressão digital sobre o troquel incluso no tubo de PVC, F: fotoativação e G: remoção do excesso de cimento e aplicação por 2 min Oxiguard II.

4.2.2 Ensaio Mecânico

Os ajustes de todo o método de ensaio utilizado para testar as coroas foram idênticos àqueles descritos no teste de lascamento em barras, excetuando as seguintes particularidades:

- A coroa foi posicionada sobre a mesa XY com o longo eixo do tubo de PVC inclinado em 20° com a vertical. Para tanto, foi usado um bloco metálico em rampa com um encaixe específico para o tubo de PVC. Para alcançar a inclinação de 20°, imprescindível para evitar que partes diferentes da ponta do diamante do indentador esbarrassem na coroa, o conjunto era apoiado numa outra rampa construída em gesso especial (Figura 4.11).
- O indentador era apoiado na aresta transversal, com orientação “radial”, formada pelas vertentes oclusais mais centrais da cúspide em teste (mésio-vestibular ou disto vestibular). As cúspides de trabalho (mésio e disto vestibular) foram carregadas até a fratura do fragmento.
- O valor de d era definido pela distância entre o indentador e o ponto médio da largura da linha da aresta de referência (longitudinal) que circundaria a coroa. A aresta de referência para o cálculo do d foi definida pelo encontro das vertentes oclusal e vestibular das cúspides mésio-vestibular e disto-vestibular, evidenciado pela marca deixada ao

tangenciar uma barra de grafite. Como a linha traçada era bastante larga, devido ao arredondamento da aresta, para fins de medida do d , considerou-se o ponto médio entre os limites de largura da linha. O valor de d era o comprimento da aresta transversal entre o ponto de indentação e o cruzamento da aresta transversal com a aresta longitudinal.

Figura 4.11 –Fixação das coroas para realização do teste de lascamento da aresta em coroas. Delimitação das arestas transversal e longitudinal utilizadas para medida de d .

4.2.3 Forma de análise dos dados de lascamento

Os dados do teste de lascamento em coroa foram apresentados de forma semelhante aos dos espécimes em barra. Porém, como as linhas de tendências correspondentes aos pontos experimentais apresentavam inclinações negativas e outros problemas de interpretação (ver ANEXO A – pag. 93), optou-se por uma estratégia de análise diferente: foram calculados os R^2 entre os pontos experimentais e as linhas de tendência obtidas para os espécimes em formato de barra. O cálculo foi realizado utilizando a seguinte equação:

$$R^2 = 1 - \left[\frac{\text{Erro da reta}}{\text{Erro da média}} \right]$$

Onde,

$$(1) \text{ Erro da reta} = (F_{\text{obs } 1} - F_{\text{est } 1})^2 + (F_{\text{obs } 2} - F_{\text{est } 2})^2 + (\dots)$$

$$(F_{\text{obs } n} - F_{\text{est } n})^2$$

$$(2) \text{ Erro da média} = (F_{\text{obs } 1} - \bar{F})^2 + (F_{\text{obs } 2} - \bar{F})^2 + (\dots)$$

$$(F_{\text{obs } n} - \bar{F})^2$$

Sendo,

$F_{obs\ 1}$ = Força observada para o ponto 1

$F_{est\ 1}$ = Força estimada para o ponto 1

$\bar{F}$ = média das forças

Foi realizada a análise de variância de dois fatores (resfriamento e material de infraestrutura), seguida do teste de Tukey, para os dados de R_{eA} dos espécimes em formato de coroa.

4.3 ANÁLISES COMPLEMENTARES

4.3.1 Análise da microestrutura

A análise microestrutural das porcelanas ⁷⁴ de recobrimento (VM9 e VM13) foi realizada por meio do cálculo de fração de área, utilizando barras que foram preparadas como descrito no item 4.1.1. Para evidenciar a microestrutura do material a superfície foi tratada com ácido fluorídrico 5% (VITA Ceramic Etch) por 5 segundos. Foi realizado a média do cálculo de fração de leucita em diferentes 10 imagens. A fração de área foi calculada utilizando imagens de microscópio eletrônico de varredura (MEV) (SEM, S-3500N, HITACHI). O conteúdo de leucita foi calculado subtraindo a área total da imagem e a área dos grãos de leucita, delimitada manualmente com auxílio do software Photoshop (CS5, San Jose, CA, USA).

4.3.2 Análise da fratura

As superfícies de fraturas de todos os corpos-de-prova foram analisadas em estereomicroscópio (Leica) com um aumento de 20x a 50x. Notou-se que existiam padrões de fratura diferentes. Nestas imagens foram observados o formato e tamanho das lascas, mas não foi realizado um tratamento estatístico destes dados. Apenas foram apresentadas imagens representativas dos formatos de lasca encontrados em associação a cada grupo.

4.3.3 Análise por elementos finitos

Foram construídos cinco modelos de elementos finitos, de duas camadas, seguindo o delineamento experimental. Apenas um quarto do modelo foi representado devido a simetria da geometria. Após teste de convergência de malha, o modelo final foi discretizado em 9000 elementos hexaédricos de 8 nós. A análise foi dividida em duas fases: simulação de condução de calor (elemento 123 do programa Marc.Mentat) e análise das tensões térmicas residuais (elemento 117 do programa Marc.Mentat).

Foi simulado o resfriamento dos espécimes por convecção térmica, a partir do último ciclo de sinterização até atingir o equilíbrio térmico com o ambiente (25°C). O coeficiente de convecção foi considerado constante e aplicado nas superfícies dos espécimes que estavam em contato com o ar, as propriedades térmicas dos materiais estão apresentadas na (Tabela 4.4).

Tabela 4.4– Propriedades térmicas e mecânicas dos materiais

Material	Condutividade (W/mm°C)	Calor específico (J/kg°C)	Densidade (kg/mm ³)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coef. Poisson	α sólido (ppm°C ⁻¹)	Referências
Liga Metálica	40×10^{-3}	500	$8,0 \times 10^{-6}$	204	0,3	14,0	75
VM13	$1,5 \times 10^{-3}$	840	$2,4 \times 10^{-6}$	Figura 4.12	0,21	13,1	58, 75
Y-TZP	$2,0 \times 10^{-3}$	450	$6,0 \times 10^{-6}$	210	0,3	10,5	12, 24
VM9	$1,5 \times 10^{-3}$	840	$2,4 \times 10^{-6}$	Figura 4.12	0,21	9,3	58, 75

Para cada modelo foi simulado os dois protocolos de resfriamento utilizados na parte experimental: lento e rápido. No resfriamento lento considerou-se que toda a tensão gerada acima da temperatura de transição vítrea (T_g) da porcelana foi aliviada devido ao comportamento viscoelástico do material, portanto, as temperaturas iniciais foram correspondentes às temperaturas de transição vítrea das porcelanas. Para simular o resfriamento rápido foi considerado que não houve tempo para alívio de tensões entre a temperatura de amolecimento (T_s) e a T_g . Assim, utilizou-se uma temperatura inicial correspondente à T_s das porcelanas.

Para cada modelo térmico foi criado um modelo mecânico correspondente, que utilizou a variação de temperatura em função do tempo da análise anterior para calcular as tensões térmicas transientes e residuais.

Para os modelos que simularam o resfriamento rápido, foi considerado a grande alteração de módulo de elasticidade (E) e de coeficiente de contração térmica (α) da porcelana (Figura 4.12) na zona de transição vítrea, entre a temperatura de amolecimento (T_s) e a temperatura de transição vítrea (T_g), com base nos dados publicados para a porcelana VM9 e VM13.

Figura 4.12– Gráfico do módulo de elasticidade e coeficiente de expansão térmico linear da porcelana (VM9 e VM13) em função da temperatura. Dados da VM9: $T_g = 600^\circ\text{C}$, $T_s = 670^\circ\text{C}$. Dados da VM13: $T_g = 570^\circ\text{C}$, $T_s = 635^\circ\text{C}$

Para os modelos que simularam o resfriamento lento, os valores de módulo de elasticidade e de coeficiente de contração térmica eram constantes. Assim, para os espécimes resfriados lentamente, as tensões térmicas foram geradas apenas pela discrepância de coeficiente de contração entre a porcelana e o material de infraestrutura (*mismatch*).

As componentes X, Y e Z das tensões foram os critérios utilizados para analisar as tensões térmicas residuais na camada de porcelana. Na face onde o indentador era apoiado para carregamento paralelo (face XY), os valores de Y-componente (perpendicular à trinca inicial formada no vértice da diagonal da indentação paralela à face livre) e X-componente (paralela à trinca inicial) foram destacados em gráficos da tensão em função da distância da aresta. Na face onde o indentador era apoiado para carregamento perpendicular (face XZ), os valores de Z-componente (perpendicular à trinca inicial) e X-componente (paralela à trinca inicial) foram destacados.

5 RESULTADOS

5.1 TESTE DE LASCAMENTO EM BARRAS

Os dados dos espécimes em camada única foram apresentados em figura (Figura 5.2), e tabelas (Tabela 5.1, Tabela 5.2). Em todos os parâmetros avaliados, foi observada uma evidente superioridade da zircônia em relação às porcelanas. A comparação entre as porcelanas revelou semelhança entre estes materiais, com uma discreta tendência de superioridade da VM9 em relação à VM13. A análise estatística do parâmetro R_{eA} confirmou a diferença entre porcelanas e zircônia e a semelhança entre as duas porcelanas.

Os ajustes das linhas de tendência para as porcelanas foram relativamente baixos (R^2 variou entre 0,76 a 0,91) quando comparados aos ajustes encontrados para a zircônia (R^2 entre 0,90 a 0,98). Para os três materiais, a função linear foi a que apresentou o pior ajuste dos dados.

Os resultados das barras de duas camadas foram apresentados separadamente para espécimes com infraestrutura de metal recoberta com VM13 (Figura 5.2) e os dos espécimes com infraestrutura de zircônia recoberta com VM9 (Figura 5.3). Os mesmos dados foram apresentados em gráficos comum agrupamento diferente das curvas de potência e função quadrática, que facilitaram a comparação entre tipo de resfriamento e direção de carregamento (ANEXO C e ANEXO D). Os valores de R_{eA} e os parâmetros associados aos gráficos foram apresentados em tabelas (Tabela 5.3 e Tabela 5.4), tanto para espécimes com metal como para espécimes com zircônia.

Figura 5.1– Dados do teste de lascamento da aresta para as duas porcelanas de recobrimento e para a zircônia

Tabela 5.1 – Parâmetros do teste de lascamento da aresta para as barras monolíticas

Material	Faixa de distância, d (mm)	n	Tenacidade da aresta T_e (N/mm)	Resistência ao lascamento S_E (0,5) (n) calculado				a_1 (N/m) termo $a_1 d$ quadrático	a_2 (N/m) termo $a_2 d^2$ quadrático	Função de Potência A (N/mm ⁿ)	Tenacidade K_{IC} (MPa m ^{1/2})
				Linear	Potência	Quadrática	Potência $n=1,5$				
VM13	0,04 – 1,1	93	168,2	84,1	83,7	80,3	77,9	114,8	91,7	$F = 253,4 d^{1,6}$	0,8
VM9	0,05 – 0,89	114	188,8	94,4	90,1	89,2	92,5	86,8	183,0	$F = 292,7 d^{1,7}$	0,9
Zircônia	0,1 – 0,84	25	803,8	402,0	366,1	378,4	382,6	411,9	689,9	$F = 966,08 d^{1,4}$	3,7

Tabela 5.2–Resistência ao lascamento R_{eA} para as barras monolíticas

Material	Resistência ao lascamento R_{eA} (N/mm)	Desvio Padrão	Coefficiente de variação (%)	Teste de Tukey*
VM13	124,8	55,5	44	b
VM9	115,8	64,0	55	b
Zircônia	587,1	292,2	50	a

* letras semelhantes indicam semelhança estatística

Os ajustes encontrados para as linhas de tendência dos espécimes de camada dupla foram maiores do que aqueles observados para os espécimes monolíticos das respectivas porcelanas. De modo geral, também foram observados aumentos nos valores dos parâmetros das diferentes abordagens para os espécimes de duas camadas. A análise de variância revelou que o parâmetro R_{eA} das barras monolíticas de porcelana foi menor do que o R_{eA} da sua respectiva barra de duas camadas, exceto para a comparação da VM13 com a barra VM13/metal resfriada lentamente, carregada na direção perpendicular à interface, que tiveram valores estatisticamente semelhantes.

Para os espécimes com infraestrutura de metal, o resfriamento rápido proporcionou maiores valores dos parâmetros analisados. Para os espécimes com infraestrutura de zircônia carregados paralelamente à interface, o tipo de resfriamento não influenciou os resultados de K_{IC} e a alteração dos demais parâmetros mostrou tendência de superioridade do resfriamento lento. Esta tendência de maiores valores de T_e , S_E (0,5), A e K_{IC} para o resfriamento lento ficou mais evidente para os espécimes submetidos ao carregamento perpendicular.

Ainda em relação à influência da direção do carregamento, de modo geral, observou-se uma superioridade do carregamento perpendicular em relação ao paralelo, tanto nos valores dos parâmetros T_e , S_E (0,5), A e K_{IC} , quanto nos de R^2 das linhas de tendência.

Metalo-cerâmica

Figura 5.2 – Dados do teste de lascamento da aresta em espécimes com infraestrutura metálica e porcelana VM13

Figura 5.3 – Dados do teste de lascamento da aresta em espécimes com infraestrutura de zircônia e porcelana VM9

Tabela 5.3 – Parâmetros do teste de lascamento da aresta para espécimes de duas camadas

Material	Resfriamento	Direção do carregamento	Faixa de distância d (mm)	n	Tenacidade da aresta T_e (N/mm)	Resistência ao lascamento S_E (0,5) (N)				a_1 (N/m) termo $a_1 d$ quadrático	a_2 (N/m) termo $a_2 d^2$ quadrático	Função de Potência A (N/mm ⁿ)	Tenacidade K_{Ic} (MPa m ^{1/2})
						Linear	Potência	Quadrática	Potência n = 1,5				
Metal cerâmica	Lento	Paralelo	0,14-0,91	14	195,7	97,9	97,6	97,6	84,2	193,5	3,5	$F = 209,3 d^{1,1}$	0,8
		Perpendicular	0,05-1,16	20	231,3	115,7	96,2	93,3	96,7	99,8	173,5	$F = 241,9 d^{1,3}$	1,0
	Rápido	Paralelo	0,19-1,00	21	247,9	124,0	106,8	106,0	98,8	150,5	123,1	$F = 268,6 d^{1,3}$	1,0
		Perpendicular	0,07-0,91	26	267,3	133,7	113,0	113,6	124,8	59,9	334,6	$F = 312,9 d^{1,5}$	1,20
Zircônia Recoberta	Lento	Paralelo	0,11-1,01	19	226,6	113,3	104,2	105,6	92,5	178,9	64,5	$F = 260,1 d^{1,3}$	0,9
		Perpendicular	0,06-1,08	10	306,7	153,4	129,0	117,0	121,7	121,0	225,9	$F = 296,3 d^{1,2}$	1,2
	Rápido	Paralelo	0,1-0,79	15	205,9	103,0	102,0	103,8	94,6	218,2	-21,2	$F = 232,5 d^{1,2}$	0,9
		Perpendicular	0,02-1,20	32	287,9	144,0	101,6	112,5	100,9	168,5	113,0	$F = 275,6 d^{1,4}$	1,0

Tabela 5.4 – Resistência ao lascamento R_{eA} da aresta para barras de duas camadas

Material	Resfriamento	Direção do carregamento	Resistência ao lascamento, R_{eA} (N/mm)	Desvio Padrão	Coeficiente de variação	Estatística*			
						I	II	III	IV
VM13	-	-	124,8	55,5	44	b	b		
VM9	-	-	115,8	64,0	55	b		c	
Zircônia	-	-	587,1	292,2	50	a			
Metalocerâmica	Lento	Paralelo	193,3	39,8	21		a		a,b
		Perpendicular	163,3	52,1	32		a,b		b
	Rápido	Paralelo	211,8	48,2	23		a		a,b
		Perpendicular	190,1	74,5	39		a		a,b
Zircônia Recoberta	Lento	Paralelo	205,9	46,2	22			a,b	a,b
		Perpendicular	251,0	64,2	26			a	a
	Rápido	Paralelo	197,8	38,1	19			a,b	a,b
		Perpendicular	184,3	82,9	45			b	a,b

* As comparações só podem ser realizadas dentro da mesma coluna. Ver lista da página 43.

5.2 TESTE DE LASCAMENTO EM COROAS

Os dados do teste de lascamento para os espécimes com formato de coroa foram apresentados na Figura 5.4 e na Figura 5.5. Nota-se que os valores de R^2 foram negativos para todos os casos, o que indica uma grande falta de ajuste dos dados às diferentes linhas de tendência. Assim, os parâmetros associados a estas linhas (T_e , S_E (0,5), A e K_{IC}) não foram apresentados na Tabela 5.5. O valor de R_{eA} foi, então, o único parâmetro utilizado para comparar os diferentes grupos experimentais (Tabela 5.5). Enquanto para os espécimes com infraestrutura de metal o resfriamento rápido ficou associado a um maior valor de R_{eA} , nos espécimes com infraestrutura de zircônia ocorreu o oposto. Na comparação metal x zircônia, os valores de R_{eA} para espécimes com metal foram maiores do que aqueles observados para os com zircônia, especialmente quando o resfriamento rápido foi empregado.

Tabela 5.5 – Resultado do teste de lascamento da aresta em coroas

Material	Resfriamento	Faixa de distância, d (mm)	n	Resistência ao lascamento, R_{eA} (N/mm)	Desvio Padrão	Coeficiente de variação (%)	Estatística
Metalocerâmica	Lento	0,53-1,17	10	280,03	72,6	26	ab
	Rápido	0,68-1,09	6	399,34	140,9	35	b
Zircônia	Lento	0,51-1,24	8	251,72	117,7	47	ab
	Rápido	0,8-1,65	10	164,77	41,1	25	a

Figura 5.4—Dados do teste de lascamento em espécimes com formato de coroa com infraestrutura de metal

Coroas Zircônia Recoberta

Lento

Rápido

Paralelo

Perpendicular

Figura 5.5—Dados do teste de lascamento em espécimes com formato de coroa com infraestrutura de zircônia

5.3 ANÁLISES COMPLEMENTARES

5.3.1 Análise da microestrutura

As duas imagens em MEV (Figura 5.6) apresentam a superfície das porcelanas VM9 e VM13, tratadas com ácido fluorídrico por 5 segundos. O cálculo da fração de área de leucita para a VM9 foi de $9,45 \pm 1\%$, enquanto o cálculo para a VM13 foi de $18,1 \pm 2\%$.

Figura 5.6 – Fotomicrografia por meio de MEV das porcelanas de revestimento para metal (VM13) e zircônia (VM9)

5.3.2 Análise da fratura

O padrão de fratura das porcelanas foi semelhante entre si. Enquanto que na zircônia linhas bem definidas das trincas radiais foram observadas e uma trinca bem evidente da trinca mediana.

Figura 5.7 – Análise do padrão em espécimes de uma camada com $d_a = 0,5\text{mm}$.

O padrão de fratura das barras de duas camadas era muito dependente da direção do carregamento. No carregamento perpendicular, para d_a grandes ($>0,4\text{mm}$) o tamanho da lasca atingiu a infraestrutura, enquanto os d_a pequenos se restringiram apenas à porcelana. No carregamento paralelo, visualmente observou a dimensão das lascas mais amplas, porém mesmo em d_a grandes as fraturas não atingiram a infraestrutura.

Figura 5.8 – Análise do padrão de fratura para barras de duas camadas de zircônia recoberta e metalo-cerâmica com $d_a = 0,5\text{mm}$, carregamentos paralelo e perpendicular.

Figura 5.9 – Análise do padrão de fratura para distâncias d pequenas (0,2 mm) e grandes (0,7 mm) nas direções perpendicular e paralela em zircônia recoberta

As coroas apresentam padrão de fratura semelhante independente da distância d_a , sendo que nenhuma das lascas atingiu a infraestrutura.

Figura 5.10 – Análise do padrão de fratura em coroas de zircônia recoberta e metallo-cerâmicas para distâncias d pequenas (0,5 mm) e grandes (1,0 mm)

5.3.3 Análise por elementos finitos

A Figura 5.11 apresenta a distribuição dos componentes X, Y e Z da tensão residual térmica na porcelana de recobrimento para os diferentes protocolos de resfriamento (lento e rápido). O material da infraestrutura não influenciou o padrão de distribuição de tensões na porcelana, mas apenas a intensidade das mesmas; assim, a distribuição apresentada na Figura 5.11 vale tanto para espécimes com infraestrutura de metal, quanto para aqueles com infraestrutura de zircônia. Ao comparar a distribuição das tensões entre resfriamento lento e rápido, observa-se uma inversão no padrão: os locais com valores negativos (tensão de compressão) na porcelana resfriada lentamente apresentaram tensões positivas quando o resfriamento rápido foi simulado; e vice-versa.

Figura 5.11 – Distribuição dos componentes X, Y e Z da tensão residual térmica para os espécimes de duas camadas submetidos ao resfriamento lento e rápido. As tensões de tração estão representadas pela escala de cores que varia do azul (menores valores) ao amarelo (maiores valores), enquanto as tensões de compressão estão apresentadas em cinza. A cor verde representa a camada de zircônia, sem relação com os níveis de tensão. As imagens apresentam apenas ¼ do espécime

Para facilitar a visualização dos valores de maior interesse, foram construídos quatro gráficos das tensões em função da distância da aresta (Figura 5.12). Na face onde o indentador era apoiado para carregamento paralelo (face XY), foram apresentados os valores de Y-componente (perpendicular à trinca inicial formada no vértice da diagonal da indentação paralela à face livre) e X-componente (paralela à trinca inicial). Na face onde o indentador era apoiado para carregamento perpendicular (face XZ), foram apresentados os valores de Z-componente (perpendicular à trinca inicial) e X-componente (paralela à trinca inicial).

Figura 5.12 – Componentes X, Y e Z da tensão residual térmica em função da distância da aresta.

As curvas de tensão dos espécimes com infraestrutura de metal apresentaram um mesmo perfil das curvas correspondentes dos espécimes com infraestrutura de zircônia, sendo que os valores encontrados para a porcelana sobre metal eram cerca de 3 vezes maiores àqueles encontrados para a porcelana sobre zircônia.

Na face XY (relacionada ao carregamento paralelo) dos espécimes submetidos ao resfriamento lento, os valores de Y-componente apresentaram valores próximos a zero na aresta e aumentaram gradualmente até atingir um pico a uma distância de 1,1 mm. Já os valores de X-componente eram positivos na aresta, caíram para zero a uma distância aproximada de 0,6 mm da aresta e a partir deste ponto a tensão de compressão aumentava gradualmente em direção à interface porcelana-zircônia.

Na face XZ (relacionada ao carregamento perpendicular) dos espécimes resfriados lentamente, o perfil de Z-componente foi parecido ao de Y componente na

face XY, enquanto X-componente apresentou valores positivos e praticamente constantes ao longo da largura da barra.

Nestes gráficos apresentados na Figura 5.12 fica mais uma vez evidenciada a inversão no padrão das tensões quando os resfriamentos lento e rápido são comparados. As curvas de tensão do resfriamento rápido foram praticamente simétricas às do lento em relação ao eixo x, ou seja, enquanto no resfriamento lento observou-se um aumento de tensão de tração (positiva), no rápido observou-se um aumento da tensão de compressão, ambas com taxas de aumento bastante semelhantes.

6 DISCUSSÃO

6.1 COMPARAÇÃO DAS ABORDAGENS

A variedade de abordagens disponíveis e a divergência de opiniões entre pesquisadores sobre seus significados físicos e sobre qual delas deva ser usada para caracterizar a propriedade do material torna a comparação inter-laboratorial muito difícil. O que se apresenta mais comumente na literatura são linhas de tendências traçadas em gráficos de força x distância. Alguns autores^{37, 71} encontraram um bom ajuste dos pontos experimentais com a relação linear. No presente estudo a maioria dos casos apresentavam um ajuste melhor com relações não lineares, exceto a zircônia e as metalo-cerâmicas no carregamento paralelo e resfriamento lento, que apresentaram o ajuste mais próximo da equação linear ($R^2 > 0,90$).

O ajuste mais apropriado parece ser altamente dependente do intervalo de d utilizado para traçar a linha de tendência, o que seria indicativo de que existem fenômenos físicos específicos em cada um desses intervalos. Quinn *et al.*³³ observaram que as linhas de tendência podem apresentar-se como lineares no intervalo das distâncias menores ($d < 0,3$ mm), mas tornam-se não lineares quando no intervalo de d acima de 0,5 mm. Gogotsi *et al.*⁷¹ observaram que pode ser obtida uma maior aproximação da linearidade ao se dividir o d em três intervalos: 0,15 – 0,30 mm, 0,30 – 0,45 mm, e 0,45 – 0,60 mm. Como no presente estudo interessava testar uma ampla faixa de d para avaliar possíveis efeitos das tensões residuais (que tendem a variar em função do valor de d — ver Figura 5.12), notou-se que a linha de tendência linear não se ajustaria bem para avaliar todo o intervalo de d pesquisado. Por este motivo, os valores da tangente (ou inclinação) da linha de tendência linear (que correlacionariam com os da tenacidade do material e, por isso, são chamados de “tenacidade da aresta”), perdem sentido quando obtidos a partir de grandes intervalos de d , como o deste estudo, e não foram utilizados para a comparação entre os grupos experimentais.

Watts *et al.*⁴⁶ escolheram a distância de 0,5 mm para o cálculo do parâmetro chamado de “resistência da aresta”, que é definido como a média da força necessária para causar a lasca nessa distância. Essa distância foi escolhida por

encontrar uma concordância qualitativa e subjetiva entre o aspecto clínico (em dentes posteriores) e o experimental (em barras) de lascas em compósito.

A dedução matemática feita por Lawn *et. al.*¹ correlacionou a carga necessária para a fratura com o tamanho da trinca mediana formada no processo de lascamento. Neste caso, com base em análises dimensionais da morfologia da lasca, assumiu-se uma similaridade geométrica da lasca, que independe do material. Para um determinado valor de d , a profundidade da trinca mediana alcançaria $8d$ e a largura da lasca seria de $5d$. Obteve então uma correlação entre a força crítica para causar a fratura e a distância da aresta d (Tabela 2.1– linha 6). Para materiais que não obedecem esta proporção (1:8:5), como por exemplo os compósitos, não é suportada teoricamente a utilização do teste do lascamento da aresta para avaliar a propriedade de tenacidade à fratura. Além disso, é necessário garantir que a distância d seja significativamente maior que o tamanho da indentação, para que a zona de deformação causada pelo indentador seja desprezível. Deve-se considerar também que a constante adimensional β (Tabela 2.1– linha 6) foi calculada apenas para os indentadores Vickers e Knoop, sendo necessária uma nova dedução quando utilizado indentador com geometria diferente. Um fator que compromete o cálculo da tenacidade à fratura através do lascamento é o fato de assumir que, teoricamente, a taxa de propagação da trinca deve ser constante, o que se reflete experimentalmente em um formato sem degraus na curva carga x tempo. Em nosso experimento isto nem sempre ocorreu: foi frequente observar degraus na curva, especialmente para a zircônia. Assim, ao considerar que a taxa de propagação da trinca era constante, os valores de K_{Ic} foram subestimados². O que resultou neste estudo em valores de K_{Ic} da zircônia menores do que o relatado na literatura.

As outras curvas de ajuste não linear sugeridas por Quinn *et al.*³⁴ como a exponencial sem expoente fixo (Tabela 2.1– linha 4) e a quadrática (Tabela 2.1– linha 5) são de difícil interpretação. O próprio idealizador declarou³⁴ que a exponencial não é uma solução satisfatória, devido à falta de significado físico dos termos A e n . A quadrática, que tem base nas fórmulas de dureza e utiliza os princípios de balanço de energia, assume que os termos a_1d e a_2d^2 representam, respectivamente, a energia utilizada para deformação plástica e a utilizada para a fratura. Contudo, esta suposição tem um fundamento apenas empírico. A base poderia se encontrar em que esta curva se ajusta bem nas regiões de d menor que 1, nas quais o parâmetro a_1d dita o formato mais linear, enquanto que, para maiores

valores de d , predomina o efeito do termo a_2d^2 , que determina o desvio da linearidade.

Quanto às resistências ao lascamento S_E (0,5), calculadas com base nas equações das linhas de tendência, considerou-se que, apesar de que este parâmetro possa ser representativo da propriedade e supor uma estimativa acertada da propriedade do material, surge a dificuldade de decidir a respeito da significância de eventuais diferenças numéricas encontradas, por se tratar de um único valor para cada conjunto de pontos experimentais obtidos com distâncias d variadas.

Foi principalmente por este motivo que se optou por utilizar no presente estudo os valores de R_{eA} , pois esse parâmetro mostrou-se o mais eficiente para comparar vários grupos experimentais, já que existe a possibilidade de tomar decisões a respeito da semelhança ou diferença significativa de resultados entre grupos com base em critérios estatísticos.

6.2 PORCELANA PARA METAL VERSUS PORCELANA PARA ZIRCÔNIA

A hipótese de que a porcelana VM9 e a VM13 seriam semelhantes no teste de lascamento da aresta foi confirmada pela análise estatística dos dados de resistência da aresta (R_{eA}). Embora as pequenas diferenças observadas nos outros parâmetros (T_e , S_E (0,5), K_{IC}) pudessem sugerir uma tendência de superioridade da VM9 em relação à VM13, esta tendência torna-se insignificante ao considerar o nível de dispersão dos dados. Esta semelhança já era esperada, pois as diferenças na composição e na microestrutura entre estes dois materiais são pequenas.

A principal diferença entre VM9 e VM13 está na proporção entre a fase cristalina (leucita) e a fase vítrea. Uma maior proporção de leucita está associada a um aumento do coeficiente de expansão térmica (CETL ou α) da porcelana (Tabela 6.1). Para que haja compatibilidade térmica entre a infraestrutura e a cerâmica de recobrimento, tem sido preconizado que o CETL da infraestrutura seja 1 ppm°C-1 acima do da porcelana (α infraestrutura - α porcelana = 1 ppm°C-1). Como as ligas utilizadas para metalo-cerâmica apresentam um CETL maior do que o da zircônia, a proporção de leucita tem que ser maior nas porcelanas a serem utilizadas sobre metal do que naquelas utilizadas sobre zircônia.

Tabela 6.1 – Valores de CETL

Material ou fase	CETL (ppm°C-1)	REF
leucita	22 a 25	⁷⁴
matriz vítrea	8	⁷⁴
Porcelanas para metalocerâmica	13	Valores fabricante
Porcelanas para uso com zircônia	9,2	²⁴

Segundo alguns autores ^{20, 74}, uma maior proporção de leucita tenderia a aumentar os parâmetros da porcelana para metal, pois a trinca gastaria mais energia ao se propagar, uma vez que teria que desviar de mais cristais de leucita ao longo da sua trajetória. Entretanto, outros autores ^{76, 77} mostraram que a adição de uma proporção de leucita acima de 30% em volume provocou um efeito negativo sobre as propriedades mecânicas da porcelana, por favorecer a formação de trincas na matriz devido à maior tensão residual gerada pela diferença de CELT entre a fase vítrea e a fase cristalina.

De acordo com o fabricante, este problema de formação de trincas estaria resolvido nas porcelanas VITA-VM, pois os cristais de leucita são mais finos e mais homogeneamente distribuídos na matriz vítrea quando comparados com os cristais de outras porcelanas comerciais.

Na análise da microestrutura do presente estudo, embora a proporção (em área) de leucita encontrada para a VM13 tenha sido duas vezes maior à observada na VM9, a diferença percentual não foi menor do que 9%. Assim, a semelhança entre as porcelanas quanto aos parâmetros do teste de lascamento pode ter as seguintes justificativas: (1) a diferença quanto ao conteúdo cristalino não foi grande o suficiente para evidenciar um efeito tenacificador diferenciado para a VM13; (2) a proporção de leucita na VM13 não foi alta o suficiente para evidenciar o efeito negativo das tensões residuais geradas pela discrepância entre os CETLs das diferentes fases; (3) o efeito positivo esperado pelo desvio da trinca foi anulado pelo efeito negativo dado pela tensão residual e/ou (4) o fato destas porcelanas apresentarem cristais de leucita mais finos e mais homogeneamente distribuídos na matriz vítrea anulou ou diminuiu a influência do conteúdo de leucita sobre suas propriedades mecânicas.

Independentemente da razão, o fato das porcelanas em estudo terem resistência ao lascamento semelhantes conduz ao raciocínio que eventuais

diferenças nos espécimes de duas camadas não devem ser atribuídas a diferenças nas porcelanas.

6.3 PORCELANAS *VERSUS* ZIRCÔNIA

A comparação porcelana versus zircônia evidenciou a superioridade da segunda para todos os parâmetros associados ao teste de lascamento. Entretanto, esta comparação não foi realizada com o intuito de confirmar esta já conhecida superioridade mecânica da zircônia, mas sim com o propósito de verificar se o teste pode ser utilizado para determinar a tenacidade à fratura, como sugerido por alguns autores ^{2, 29}.

Os valores de K_{IC} obtidos no presente estudo foram muito semelhantes aos de outros autores que também utilizaram o teste de lascamento da aresta (Tabela 6.2). Esta semelhança foi mais evidente para a zircônia e sugere que o teste apresenta boa reprodutibilidade. Entretanto, quando estes valores são comparados com os valores de tenacidade à fratura obtidos por outros tipos de ensaio, observa-se uma grande discrepância para os dados de zircônia (a hipótese explicativa foi abordada no item 6.1, da página 67).

Tabela 6.2- Comparação entre os dados encontrados neste trabalho e os publicados na Literatura

Material	K _{IC} do presente estudo	K _{IC} de outros autores com teste de lascamento	K _{IC} de outros autores com outros testes
Porcelanas	0,8-0,9	0,7 - 1,1 ²	1,0 -1,3 ⁷⁸
Zircônia	3,6	3,6 ²⁹ 3,7 ²	5,0-11,0

A principal vantagem em utilizar o teste de lascamento para determinação da tenacidade à fratura é o fato de ser um ensaio fácil e rápido ², especialmente quando comparado às metodologias mais comumente utilizadas (método da indentação, Método SEVNB – Single Edge V Notch Beam, SEPB – Single Edge Precracked Beam, SENB – Single Edge Notch Beam, CNB – Chevron Notch Beam). Entretanto, é importante entender como é possível calcular o valor de K_{IC} a partir dos pontos de

um gráfico de $F \times d$, para poder interpretar melhor os dados e saber avaliar as limitações desta abordagem.

A dedução da fórmula utilizada para o cálculo do K_{Ic} pelo teste de lascamento da aresta foi apresentada em um artigo de Chai et al. ², publicado em 2007. O ponto de partida é a equação utilizada para determinar a tenacidade à fratura pelo teste de indentação ^{1, 79}:

$$K_c = \chi \cdot F / c^{3/2} \quad \text{Equação 9}$$

Onde, χ é o coeficiente de indentação e c é o comprimento da trinca inicial. Esta fórmula é válida quando a indentação é realizada em um local do espécime afastado da borda ($c \ll d$). À medida que o c aumenta ou que o d diminui, a proximidade da face livre influencia a propagação da trinca. Nestes casos é necessário normalizar o comprimento da trinca (c) pela distância do indentador até a aresta (d)²:

$$F/d^{3/2} = (K_c/\chi_c)(c/d)^{3/2}f(c/d) \quad \text{Equação 10}$$

Onde c/d representa o comprimento relativo da trinca e $f(c/d)$ é uma função adimensional, com valor igual a 1 quando a razão c/d tende a zero.

Esta fórmula pode ser escrita de uma forma mais geral:

$$F/d^{3/2} = \beta K_c \quad \text{Equação 11}$$

$$\text{Onde, } \beta = (1/\chi_c)(c_F/d)^{3/2}f(c_F/d)$$

A vantagem de agrupar as razões c/d no coeficiente β é que, como o valor de β é constante, independente do material, o valor do comprimento da trinca inicial não precisa ser medido. Assim, é preciso obter apenas o valor de d , que é mais fácil de ser medido. O valor de β pode ser calculado para um material de tenacidade conhecida e será válido para outros materiais homogêneos submetidos às mesmas condições de teste. No presente estudo, o valor de β de 9,3 foi baseado no trabalho de Chai et al.².

A consistência desta abordagem depende de alguns requisitos:

² Os autores utilizaram a letra h para a distância entre o indentador e a aresta, mas optou-se por trocar pela letra d para ficar coerente com o resto do texto da tese.

1. O valor de d tem que ser maior do que o comprimento da indentação, para garantir que a trinca mediana inicie imediatamente abaixo da deformação plástica causada pelo indentador.
2. O material tem que ser homogêneo. Materiais de microestrutura heterogênea, ou que apresentem curva-R, a princípio, não podem ter o K_{IC} determinado por este método.
3. O princípio da similaridade geométrica tem que ser satisfeito. Ou seja, nem o tamanho nem o formato dos fragmentos dependem do material e apresentam proporções constantes entre a largura do fragmento e a distância da aresta, bem como entre a altura do fragmento e a distância da aresta.
4. O uso do valor de β de 9,3 está limitado por condições específicas como: as faces da aresta têm que ser ortogonais entre si e o tipo de indentador tem que ser Vickers ou Knoop.
5. O carregamento tem que ser estático, gradual e normal à superfície.

Para as barras monolíticas pode ser questionado o cumprimento do item 1. Neste estudo, os menores valores de distância da aresta variaram de 0,04 a 0,1 mm (para porcelana e zircônia, respectivamente), que já podem ser suficientemente pequenos como para comprometer o requisito 1. Em distâncias muito pequenas, a fase de propagação estável da trinca mediana fica comprometida, porque a proporção da zona plástica, criada pela indentação, em relação à dimensão que a trinca tem para percorrer até que ocorra a separação da lasca não é desprezível. Ou seja, apenas uma pequena parte da energia medida corresponde àquela necessária para a propagação da trinca. Quando a relação entre deformação permanente e propagação estiver desbalanceada para o lado da propagação, como no caso de grandes tamanhos de lasca, garante-se que o processo de lascamento é dominado pelo fenômeno da fratura ao invés de pelo processo de deformação. Nestes casos cumpre-se o previsto por Quinn *et. al.*³⁴, que a resistência da aresta é condicionada principalmente pelo processo de tenacidade à fratura (K_{IC})

Ainda em relação à comparação entre as barras monolíticas de porcelanas e as de zircônia, chama a atenção o fato de a zircônia apresentar maiores valores de R^2 para todas as linhas de tendência. A explicação desta tendência estaria relacionada com o modo de processamento, que é menos controlado nas

porcelanas e, conseqüentemente, produz espécimes com variabilidade maior tanto no tamanho como na distribuição média de defeitos.

6.4 BARRAS MONOLÍTICAS *VERSUS* BARRAS DE DUAS CAMADAS

A resistência ao lascamento R_{eA} das barras de duas camadas foi estatisticamente maior do que a das barras monolíticas. A hipótese era que a tensão residual devida à discrepância de CETL entre o material de infraestrutura e o de recobrimento influenciaria a resistência ao lascamento da porcelana, sendo que tensões de compressão provocariam um aumento da resistência, enquanto as tensões de tração provocariam uma diminuição.

A componente de tensão que tende a influenciar mais diretamente a propagação da trinca é aquela cuja orientação é perpendicular à trinca. No caso do teste de lascamento com indentador Vickers, as trincas que propagam para formar a lasca são as que se iniciam nos vértices da indentação cuja diagonal é paralela à aresta. Assim, com base no eixo de coordenadas (ver na Figura 5.11), para o carregamento paralelo à interface, a tensão que mais influencia a propagação da trinca é a Y-componente; já para o carregamento perpendicular à interface, é a tensão Z-componente. Valores positivos indicam tração e facilitam a propagação, ocorrendo o contrário para os valores negativos.

A análise por elementos finitos revelou que, quando as barras eram submetidas ao resfriamento lento, tanto a tensão Y componente da face onde foi aplicada a carga paralela quanto a tensão Z componente da face onde foi aplicada a carga perpendicular apresentaram valores positivos, ou seja, eram tensões de tração. Quando as barras eram submetidas ao resfriamento rápido, estas tensões apresentavam valores negativos, ou seja, eram tensões de compressão.

O fato das barras de duas camadas terem apresentado sempre (independentemente da velocidade de resfriamento) resistência ao lascamento R_{eA} (ver Tabela 5.4 – colunas II e III) superior às correspondentes barras monolíticas, mesmo nos casos em que foram previstas tensões residuais de tração, sugere que o fato da porcelana estar unida a um material mais resistente já proporciona aumento da sua resistência ao lascamento. As tensões residuais parecem secundárias neste processo. O mecanismo parece ainda mais obscuro se considerarmos que o

aumento da resistência não tem relação aparente com o fato da trinca ter atingido a interface, já que também aumentou nos casos de resfriamento lento (que gera tração) e aplicação da carga paralela à interface (que nunca atinge a interface).

Vale destacar que a determinação de K_{IC} pela equação 7 não seria confiável para os espécimes de dupla camada em barras, pois os requisitos 2 e 3 da lista da página 73 não são cumpridos: a presença de duas camadas compromete a homogeneidade exigida no item 2, pelo menos nos casos do presente estudo, nos quais, muitas das lascas consideradas para encontrar a função necessária ao cálculo, atingiram a interface com a infraestrutura dos espécimes e se desviaram nela. No caso das coroas, o cálculo careceria de sentido, uma vez que o formato das curvas de tendência sugeridos por eles foi anômalo (ANEXO B). A comparação entre os fragmentos obtidos com o carregamento paralelo à interface e aqueles obtidos com o carregamento perpendicular evidenciou a falta de similaridade geométrica exigida no item 3. Assim, o uso desta abordagem estaria invalidado, mesmo se não tivesse a desvantagem da dificuldade em aplicar teste estatístico para comparação entre os diferentes grupos do estudo.

6.5 BARRAS: INFLUÊNCIA DA INFRAESTRUTURA E DO RESFRIAMENTO

Os grupos experimentais das barras de dupla camada foram definidos com o intuito de verificar se o teste de lascamento da aresta seria capaz de evidenciar diferenças entre os fatores em estudo e reproduzir o que se observa na clínica: maior facilidade de lascamento em porcelana sobre zircônia, especialmente quando o resfriamento rápido é adotado.

Para esta parte do trabalho foram consideradas duas condições de carregamento nas barras: paralelo à interface e perpendicular à interface. Estes dois carregamentos foram considerados porque, nos estudos clínicos ^{5, 6, 56}, são observados lascamentos em que a trinca inicial é às vezes paralela à interface e, outras vezes, é perpendicular à interface.

A análise estatística dos valores de R_{eA} (ver Tabela 5.4 – coluna IV) mostraram que, quando foi utilizado o resfriamento rápido ou quando o carregamento foi paralelo à interface, o teste não evidenciou diferenças entre os grupos. Nas barras de duas camadas resfriadas lentamente, a porcelana sobre

zircônia apresentou resistência ao lascamento estatisticamente superior à porcelana sobre metal, quando o carregamento foi perpendicular à interface, e semelhante quando foi paralelo. Este resultado não pode ser justificado pela distribuição das tensões residuais avaliada pela análise por elementos finitos (Figura 5.11, página 64), pois a magnitude das tensões residuais é muito semelhante para o resfriamento lento (independentemente do tipo de infraestrutura e da direção, paralela ou perpendicular, em que o carregamento foi aplicado).

Na simulação por elementos finitos, o material de infraestrutura não influenciou o padrão da distribuição de tensões na porcelana (Figura 5.11, página 64), mas mudou a intensidade das mesmas (Figura 5.12, página 65). No entanto, a velocidade de resfriamento fez inverter o padrão: locais com valores negativos (tensão de compressão) na porcelana resfriada lentamente apresentaram tensões positivas no resfriamento rápido, e vice-versa. Esta inversão ocorre devido a que existe uma grande alteração de CETL e de módulo de elasticidade da porcelana na sua zona de transição vítrea. Por causa desta alteração, o total da discrepância entre o CETL da infraestrutura e o da porcelana de revestimento fica negativo ($\alpha_{\text{infraestrutura}} < \alpha_{\text{porcelana}}$) ao incluir temperaturas acima da T_g (o que corresponde à simulação do resfriamento rápido), mas é claramente positivo ($\alpha_{\text{infraestrutura}} > \alpha_{\text{porcelana}}$) ao incluir apenas temperaturas abaixo da T_g (o que corresponde com a simulação do resfriamento lento). Este fato pode ser visualizado na Figura 4.12, página 50.

A simulação consegue reproduzir o fato de que, durante o resfriamento lento, as tensões geradas (quando a temperatura diminui estando ainda dentro da zona de transição vítrea) vão sendo simultaneamente aliviadas mediante o escoamento possibilitado pelo comportamento viscoelástico que a porcelana ainda apresenta nessa faixa de temperatura. Portanto, estas tensões se resolvem com o escoamento, sem somar para compor a tensão residual. Por isso, a simulação com protocolo lento considerou como temperatura inicial a que corresponde à temperatura de transição vítrea de cada porcelana. Assim, durante todo o resfriamento a discrepância entre infraestrutura e porcelana é positiva ($\alpha_{\text{infraestrutura}} < \alpha_{\text{porcelana}}$). Nestes casos, a porcelana sobre zircônia apresentou tensões ligeiramente maiores do que a porcelana sobre metal por dois motivos: (1) maior salto térmico entre a T_g da zircônia (T_g zircônia 600°C e T_g metal 570°C) e a temperatura

ambiente (25°C) e (2) maior discrepância entre o CETL da infraestrutura e o do recobrimento ($\alpha_{\text{zircônia}} - \alpha_{\text{porcelana}} = 1,2 \text{ ppm}^\circ\text{C}^{-1} / \alpha_{\text{metal}} - \alpha_{\text{porcelana}} = 0,9 \text{ ppm}^\circ\text{C}^{-1}$).

Para o resfriamento rápido, como não há tempo suficiente para que se manifestem propriedades viscoelásticas, que são tempo-dependentes, o alívio das tensões geradas na zona de transição vítrea não ocorre com liberdade, e foram consideradas e somadas na simulação ²⁷. Como, em boa parte deste intervalo de temperatura, a discrepância de CETL entre infraestrutura e porcelana foi fortemente negativa, o total de tensões que a discrepância gerou não é compensado pelas tensões geradas abaixo da T_g. Por isso o resultado final se inverte, em relação ao que ocorre com o resfriamento lento. Isto é assim apesar de que a geração de tensões tenha ocorrido em um momento em que o módulo de elasticidade da porcelana era muito baixo e o salto térmico pequeno (apenas entre T_s e T_g), já que a discrepância é muito maior, e de sinal oposto, em relação à que existe abaixo da T_g.

Assim, enquanto para o resfriamento lento as tensões perpendiculares às trincas iniciais (Y-componente para o carregamento paralelo à interface e Z-componente para o carregamento perpendicular) são positivas na região de interesse, o que indica tensão de tração; para o resfriamento rápido estas tensões são negativas. Desta forma, seria de se esperar uma maior resistência ao lascamento nos espécimes resfriados rapidamente, pois as tensões de compressão tendem a fechar a trinca, dificultando a sua propagação ²⁷.

Podemos elaborar algumas hipóteses na tentativa de explicar a falta de coerência entre os resultados de elementos finitos e os experimentais:

- A distribuição da tensão não é uniforme: perto da aresta as tensões são próximas de zero, e crescem à medida que nos afastamos dela. Como a maior parte das endentações foi realizada com d pequeno, teria sido testada uma região menos sujeita a tensões e, conseqüentemente, o seu efeito não seria predominante. Ficaria por descobrir qual o efeito que predomina nesta região.
- Na simulação foi considerado alívio total das tensões acima da T_g para os casos de resfriamento lento e nenhum alívio para o caso de resfriamento rápido. Isto, não sabemos por quê, talvez não represente bem o que de fato acontece na realidade.

- A simulação pode não ter representado a realidade já que não foi considerada a possibilidade de transformação de fase da zircônia (com aumento de volume), quando submetida a tensões de tração. Quando esta transformação ocorre na interface pode alterar o campo de tensões da porcelana. Como argumento contrário à necessidade de simular este efeito para reproduzir corretamente a realidade temos o fato de que os espécimes de infraestrutura metálica (nos quais não ocorrem transformações de fase que possam interferir no campo de tensões final) também não responderam conforme o que previu a simulação.
- Antes de realizar o teste de indentação, os espécimes foram polidos. Neste processo, muitas vezes era necessária a remoção de uma camada relativamente espessa de porcelana para conseguir a planificação da superfície e o paralelismo entre superfícies opostas. Não sabemos se o fato de não ter representado esta eliminação de material pode ter afetado o resultado da simulação, já que é difícil prever o efeito da eliminação de uma parte estrutural da zona de compressão dos espécimes resfriados rapidamente e uma parte estrutural da zona de tração dos espécimes resfriados lentamente.

Provavelmente, a falta de coerência entre os resultados experimentais e os relatos clínicos tenha recebido uma influência importante atribuível à diferença geométrica entre um espécime em barra e um espécime de geometria complexa, como uma coroa. Preconiza-se a discrepância positiva entre o CETL da infraestrutura e o da porcelana de recobrimento por causa das tensões circunferenciais que surgem na porcelana diante desta condição geométrica, quando o corpo apresenta uma configuração aproximadamente cilíndrica ⁸⁰. Este é o motivo pelo qual uma parte do presente trabalho foi desenvolvida em espécime com formato de coroa.

6.6 COROAS: INFLUÊNCIA DA INFRAESTRUTURA E DO RESFRIAMENTO

Os grupos experimentais das coroas seguiram o mesmo delineamento das barras de dupla camada, com a diferença que não existia o fator direção do carregamento.

A análise estatística dos valores de R_{eA} não evidenciou diferenças significativas atribuíveis à infraestrutura quando foi utilizado o resfriamento lento. Entretanto, nas coroas submetidas ao resfriamento rápido, a porcelana sobre metal apresentou resistência ao lascamento estatisticamente superior à da porcelana sobre zircônia. Este resultado é coerente com relatos da literatura, que reportam maior incidência de lascamento em porcelana sobre zircônia quando é utilizado o resfriamento rápido ^{5, 6}, e semelhança nas taxas de lascamento entre porcelana sobre zircônia e sobre metal, quando a primeira é resfriada com o protocolo lento ⁸¹.

Uma revisão recente, publicada no *Journal of Dental Research* ⁸², aponta que o problema de lascamento de porcelana sobre zircônia foi resolvido com a adoção do protocolo de resfriamento lento. Os autores ⁸² enfatizam que os trabalhos clínicos que continuam relatando alta taxa de lascamento referem-se a peças que foram cimentadas quando ainda era utilizado o protocolo rápido.

Entretanto, nem todos os autores são tão otimistas quanto à solução do problema do lascamento de porcelana sobre zircônia. Em 2015 foi publicada uma revisão sistemática⁶ no *Dental Materials*, na qual os autores destacaram que zircônia recoberta por porcelana não deve ser a primeira escolha para restaurar coroas unitárias devido ao alto risco de lascamento. Esta incerteza quanto ao sucesso deste tipo de restauração tem levado muitos pesquisadores e clínicos a adotarem a coroa monolítica de zircônia ^{28, 29}.

Se, por um lado, a eliminação da camada de porcelana resolve de forma definitiva o problema do lascamento, por outro lado, traz outros problemas importantes, como, por exemplo: (1) diminui a estética e, assim, restringe a indicação para regiões nas quais ela não é tão importante; (2) aumenta a dificuldade de eventual tratamento ou retratamento endodôntico futuro e (3) aumenta a dificuldade de remoção da peça nos casos de insucesso clínico. Assim, considera-se relevante continuar investindo na busca de uma solução que preserve a camada de porcelana.

6.7 BARRAS VERSUS COROAS: CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados do ensaio de lascamento em coroas foram mais coerentes com os resultados clínicos do que aqueles do ensaio em barras. Portanto, parece uma escolha mais acertada para estudos que procurem soluções definitivas do problema do lascamento da porcelana sobre zircônia, sem a necessidade de eliminação da camada de recobrimento. A ideia de usar um espécime em formato de coroa no teste de lascamento foi baseada no artigo do Zhang *et al.* ²¹, publicado no *Journal of Dental Research*, em 2012. No estudo deles foram submetidas ao lascamento tanto coroas cortadas como coroas inteiras, além de espécimes em barra. Os resultados de resistência das barras e das coroas apontaram para as mesmas conclusões, mas o fator em estudo era a resistência de materiais muito diferentes: zircônia monolítica, zircônia monolítica infiltrada por vidro e zircônia recoberta com porcelana. Pensamos que, se no presente estudo, o objetivo tivesse sido comparar a resistência de peças monolíticas de zircônia com zircônia recoberta com porcelana (que têm resistências muito diferentes), os resultados permitiriam concluir pela maior resistência da zircônia monolítica independentemente da geometria (barra ou coroa) de espécime usado.

Devido à topologia da cúspide, os autores do estudo comentado no parágrafo anterior tiveram problemas de deslizamento para algumas posições do indentador. O problema foi resolvido seccionando a coroa ao meio. Entretanto, este seccionamento parece ser crítico, já que altera o padrão de tensões residuais térmicas. Portanto, no presente estudo, optou-se por não realizar o seccionamento, mas alterar o ângulo de incidência do indentador em relação ao longo eixo do dente que receberia a coroa.

Outra diferença do presente estudo em relação ao do Zhang *et al.* ²¹, foi a referência (ponto zero) para determinação do valor de *d*. No trabalho de Zhang *et al.*, houve um cuidado de não adotar o termo aresta para o ensaio das coroas e foram utilizadas duas referências para determinação do valor de *d*: para *d* pequenos a referência era a aresta formada pelo seccionamento do espécime e para *d* maior era o ponto mais proeminente da coroa. No presente estudo, a aresta de referência foi determinada por analogia ao teste de lascamento em barras como explicado no item 4.2.2 página 47.

As principais dificuldades de execução desta parte do estudo foram: (1) deslizamento do indentador devido à instabilidade do apoio na aresta anatômica onde o indentador era apoiado e (2) menor precisão na determinação do valor de d já que a aresta em que o indentador era apoiado não ficava garantidamente horizontal em todos os casos. Isto complica a obtenção da distância exata. Além do mais, a aresta de referência não é reta, mas curva, com a concavidade voltada para o ponto de penetração do indentador. Assim o indentador era posicionado com uma das suas diagonais coincidente com a aresta radial e a outra aproximadamente paralela a uma tangente na confluência das arestas curva e radial. Todo este procedimento é sujeito a imprecisões.

Parece importante realizar esforços para aprimorar o uso de espécimes com geometria de coroa no teste de lascamento da aresta. Em trabalhos futuros seria interessante: (1) padronizar melhor a aresta onde o indentador é apoiado, de modo a evitar ou minimizar o deslizamento; durante a escultura, a aresta poderia ser “planificada”, de modo a oferecer uma trilha plana em que o indentador pudesse se apoiar; e (2) utilizar uma coroa mais esquemática, simétrica, com 4 cúspides iguais e de geometria compatível com a de algum molar específico, de modo a poder aumentar o número de indentações por coroa e diminuir a influência de fatores secundários, como a diferença de tamanho e formato das cúspides.

7 CONCLUSÕES

1. Quanto à comparação das diferentes abordagens de análise dos dados do teste de lascamento da aresta conclui-se que:
 - a. abordagens baseadas em linhas de tendência dos pontos em gráficos de força x distância da aresta têm a vantagem de oferecer a possibilidade de uma interpretação que diferencie a propriedade referente ao lascamento do material ao longo do intervalo de d estudado. Mas têm a desvantagem de que não existe disponível um método de análise estatística dos dados. Além disso, algumas abordagens têm a desvantagem de oferecer parâmetros cujo significado físico ainda não foi determinado com segurança (como o A , n , a_1 , a_2).
 - b. o parâmetro R_{eA} (resistência ao lascamento) mostrou-se o mais eficiente para comparar vários grupos experimentais, pois existe a possibilidade de tomar decisões a respeito da semelhança ou diferença significativa de resultados entre grupos com base em critérios estatísticos.
2. Quanto ao teste de lascamento da aresta:
 - a. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as resistências ao lascamento (R_{eA}) das porcelanas VM9 e VM13 (com maior conteúdo de leucita). Isto evidencia que eventuais diferenças na R_{eA} nos espécimes de duas camadas não podem ser atribuídas a diferenças na propriedade das porcelanas.
 - b. O teste parece ter boa reprodutibilidade para avaliar a tenacidade à fratura, pois os valores de tenacidade à fratura de porcelana e zircônia aferidos pelo teste de lascamento foram compatíveis com os encontrados por outros autores que utilizaram o mesmo método. Entretanto os valores de KIC de materiais mais tenazes, como a zircônia, parecem ficar subestimados, quando comparados com os obtidos por outros métodos.
 - c. As barras monolíticas de porcelana apresentaram resistência ao lascamento significativamente menor que as barras de duas camadas, mesmo nos casos em que a porcelana fica submetida a tensões térmicas residuais de tração. Isto sugere que o fato de estar unida a um material mais resistente já proporciona aumento da resistência ao lascamento da porcelana. Por este

motivo, as tensões residuais parecem ter um papel secundário no mecanismo de desenvolvimento de lascas em barras.

- d. Em teste de lascamento de barras convencional (com carregamento perpendicular à interface), nas barras de duas camadas resfriadas lentamente, a zircônia proporcionou resistência ao lascamento da porcelana estatisticamente superior à proporcionada pelo metal. Quando o resfriamento rápido foi utilizado ou quando o carregamento foi paralelo à interface, o teste não foi capaz de evidenciar diferenças entre os grupos.
 - e. Nas coroas submetidas ao resfriamento rápido, o metal proporcionou resistência ao lascamento da porcelana estatisticamente superior à proporcionada pela zircônia. Quando o resfriamento lento foi utilizado, o teste não foi capaz de evidenciar diferenças entre grupos com materiais de infraestrutura distintos.
3. Quanto à coerência dos resultados obtidos ensaiando barras ou coroas com os relatos encontrados na literatura: o ensaio de lascamento em coroas reproduziu melhor que o ensaio de lascamento em barras a resistência ao lascamento relatada na literatura para as coroas. Assim, esforços em aprimorar o teste utilizando espécimes com geometria mais semelhante à da coroa são importantes.

REFERÊNCIAS³

1. Lawn BR, Swain MV. Microfracture beneath Point Indentations in Brittle Solids. *Journal of Materials Science*. 1975;10(1):113-22.
2. Chai H, Lawn BR. A universal relation for edge chipping from sharp contacts in brittle materials: A simple means of toughness evaluation. *Acta Materialia*. 2007;55(7):2555-61.
3. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. 2011;27(1):83-96.
4. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010;37(8):641-52.
5. 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. *Dent Mater*. 2015;31(6):624-39.
6. 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). *Dent Mater*. 2015;31(6):603-23.
7. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater*. 2011;27(5):439-44.
8. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater*. 2011;27(9):906-14.
9. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater*. 2012;28(4):378-84.
10. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater*. 2012;28(2):160-7.

³ De acordo com Estilo Vancouver.

11. Belli R, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, Katte H, Petschelt A, Lohbauer U. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res.* 2012;91(3):316-20.
12. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater.* 2011;27(11):1102-10.
13. Bonfante EA, Coelho PG, Navarro JM, Jr., Pegoraro LF, Bonfante G, Thompson VP, et al. Reliability and failure modes of implant-supported Y-TZP and MCR three-unit bridges. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):235-43.
14. Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent.* 2010;38(8):626-34.
15. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent.* 2009;37(12):978-83.
16. Rocha EP, Anchieta RB, Freitas AC, Jr., de Almeida EO, Cattaneo PM, Chang Ko C. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: a 3-dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. *J Prosthet Dent.* 2011;105(1):14-20.
17. Silva NR, Bonfante E, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED, et al. Conventional and modified veneered zirconia vs. metalloceramic: fatigue and finite element analysis. *J Prosthodont.* 2012;21(6):433-9.
18. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009;5(5):1668-77.
19. Zhang L, Wang ZY, Chen JJ, Zhou W, Zhang SF. Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. *J Biomech.* 2010;43(12):2321-26.
20. Quinn JB, Sundar V, Parry EE, Quinn GD. Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dental Materials.* 2010;26(1):13-20.
21. Zhang Y, Chai H, Lee JJ, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res.* 2012;91(3):311-5.

22. Al-Amleh B, Neil Waddell J, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater.* 2014;30(3):271-80.
23. Choi JE, Waddell JN, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. *Dent Mater.* 2011;27(11):1111-8.
24. Gostemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater.* 2010;6(12):4532-38.
25. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent.* 2012;107(3):163-9.
26. Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater.* 2014;30(5):554-63.
27. Meira JB, Reis BR, Tanaka CB, Ballester RY, Cesar PF, Versluis A, et al. Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. *Dent Mater.* 2013;29(5):594-601.
28. Rosentritt M, Rembs A, Behr M, Hahnel S, Preis V. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent.* 2015;43(7):839-45.
29. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials.* 2013;29(12):1201-08.
30. Chai H. On edge chipping in cylindrical surfaces. *International Journal of Solids and Structures.* 2015;54:12-19.
31. Chai H, Lee JJW, Lawn BR. On the chipping and splitting of teeth. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2011;4(3):315-21.
32. Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dent Mater.* 2015;31(1):26-36.
33. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dent Mater.* 2014;30(5):e99-e111.

34. 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. *Dent Mater*. 2014;30(5):e112-23.
35. Gogotsi GA. Classification of ceramics and glass (edge chipping and fracture toughness). *Ceramics International*. 2014;40(4):5591-96.
36. Flanders LA, Quinn JB, Wilson OC, Lloyd IK. Scratch hardness and chipping of dental ceramics under different environments. *Dental Materials*. 2003;19(8):716-24.
37. Quinn J, Su L, Flanders L, Lloyd I. "Edge toughness" and material properties related to the machining of dental ceramics. *Machining Science and Technology*. 2000;4(2):291-304.
38. Rekow ED. High-technology innovations--and limitations--for restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1993;37(3):513-24.
39. Almond EA, McCormick NJ. Constant-Geometry Edge-Flaking of Brittle Materials. *Nature*. 1986;321(6065):53-55.
40. Morrell R, Gant AJ. Edge chipping of hard materials. *International Journal of Refractory Metals & Hard Materials*. 2001;19(4-6):293-301.
41. Gogotsi G. Flaking toughness of advanced ceramics: Ancient principle revived in modern times. *Materials Research Innovations*. 2006;10(2):45-+.
42. Mohajerani A, Spelt JK. Edge chipping of borosilicate glass by blunt indentation. *Mechanics of Materials*. 2010;42(12):1064-80.
43. Batanova OA, Gogotsi GA, Matvienko YG. Numerical modeling edge chipping tests of ceramics. *Engineering Fracture Mechanics*. 2014;132:38-47.
44. Chai H, Lawn BR. Edge chipping of brittle materials: effect of side-wall inclination and loading angle. *International Journal of Fracture*. 2007;145(4):327-28.
45. Gogotsi GA. Criteria of ceramics fracture (edge chipping and fracture toughness tests). *Ceramics International*. 2013;39(3):3293-300.
46. Watts DC, Issa M, Ibrahim A, Wakiaga J, Al-Samadani K, Al-Azraqi M, et al. Edge strength of resin-composite margins. *Dent Mater*. 2008;24(1):129-33.

47. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2012;28(1):102-11.
48. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int.* 2010;41(8):631-7.
49. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int.* 2008;39(6):459-71.
50. Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Serrano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont.* 2012;25(5):451-8.
51. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383-8.
52. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):493-502.
53. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *J Dent.* 2013;41(12):1164-74.
54. Lohbauer U, Amberger G, Quinn GD, Scherrer SS. Fractographic analysis of a dental zirconia framework: a case study on design issues. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010;3(8):623-9.
55. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):553-60.
56. Moraguez OD, Wiskott HW, Scherrer SS. Three- to nine-year survival estimates and fracture mechanisms of zirconia- and alumina-based restorations using standardized criteria to distinguish the severity of ceramic fractures. *Clin Oral Investig.* 2015.
57. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater.* 2013;29(3):307-16.

58. Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *J Dent Res*. 1991;70(6):1009-13.
59. Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dent Mater*. 2012;28(8):873-9.
60. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, et al. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater*. 2013;29(2):181-90.
61. Asaoka K, Kuwayama N, Tesk JA. Influence of Tempering Method on Residual-Stress in Dental Porcelain. *Journal of Dental Research*. 1992;71(9):1623-27.
62. Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ, Moore BK, Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater*. 2008;24(9):1149-55.
63. DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater*. 2008;24(6):744-52.
64. 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. *Aust Dent J*. 2010;55(3):306-10.
65. Choi JE, Waddell JN, Torr B, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. *Dent Mater*. 2011;27(12):1204-12.
66. Mackert JR, Butts MB, Fairhurst CW. The Effect of the Leucite Transformation on Dental Porcelain Expansion. *Dental Materials*. 1986;2(1):32-36.
67. Chiu WC, Thouless MD, Endres WJ. An analysis of chipping in brittle materials. *International Journal of Fracture*. 1998;90(4):287-98.
68. Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Edge strength of indirect restorative materials. *J Dent*. 2009;37(10):799-806.
69. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of denture tooth materials. *Dent Mater*. 2014;30(5):545-53.

70. Poggio CE, Dosoli R, Ercoli C. A Retrospective Analysis of 102 Zirconia Single Crowns with Knife-Edge Margins. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;107(5):316-21.
71. Gogotsi G, Mudrik S, Galenko V. Evaluation of fracture resistance of ceramics: Edge fracture tests. *Ceramics International*. 2007;33(3):315-20.
72. European prestandard prTS843-9. Advanced technical ceramics – mechanical properties of monolithic ceramics at room temperature. Part 9: method of test for edge-chip resistance. Brussels: European Standard Committee TC 184; 2009.
73. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater*. 2009;25(9):1122-7.
74. Cesar PF, Yoshimura HN, Miranda WG, Okada CY. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *J Dent*. 2005;33(9):721-29.
75. Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil*. 2001;28(2):133-9.
76. Kon M, Kawano F, Asaoka K, Matsumoto N. Effect of leucite crystals on the strength of glassy porcelain. *Dent Mater J*. 1994;13(2):138-47.
77. Lee HH, Kon M, Asaoka K. Influence of modification of Na₂O in a glass matrix on the strength of leucite-containing porcelains. *Dent Mater J*. 1997;16(2):134-43.
78. Quinn JB, Quinn GD, Sundar V. Fracture Toughness of Veneering Ceramics for Fused to Metal (PFM) and Zirconia Dental Restorative Materials. *J Res Natl Inst Stand Technol*. 2010;115(5):343-52.
79. Marshall DB, Lawn BR. Residual-Stress Effects in Sharp Contact Cracking .1. Indentation Fracture-Mechanics. *Journal of Materials Science*. 1979;14(8):2001-12.
80. Jikihara AN, Tanaka CB, Meira JBC. Why thick zirconia-veneers are more prone to chipping? *Dent Mater J*. 2014;30(Supplement 1):e33.
81. Nathanson D CS, Yamamoto H, Stappert CF. Performance of zirconia based crowns and FPDs in prosthodontic practice. *J Dent Res*. 2010;89(Spec Iss B):Abstract #2115.

82. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014;93(12):1235-42.

ANEXO A – Planilha de cálculo para calibragem da mesa XY

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	n total de riscos	100									
2	cada volta (mm)	2.5									
3	cada 4 riscos	0.1		x=horizontal							
4	cada risco	0.025		y-longitudinal							
5							Número de voltas				
6	posição inicial do indentador		Posição "inicial" da câmera	distância inicial			y			x	
7	y	x	y	x	y	x	completas	riscos	(mm)	riscos	(mm)
8	6.00	1.55	2.60	1.60	3.40	-0.05	14.00	-45.00	33.88	13.00	0.33
9	8.05	4.80	4.70	4.85	3.35	-0.05	14.00	-55.00	33.63	28.00	0.70
10	7.80	3.60	4.40	3.60	3.40	0.00	14.00	-25.00	34.38	15.00	0.38
11	7.00	3.40	4.20	3.80	3.40	-0.40	14.00	-33.00	34.18	18.00	0.45

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	n total de riscos	100									
2	cada volta (mm)	2.5									
3	cada 4 riscos	0.1		x=horizontal							
4	cada risco	0.025		y-longitudinal							
5							Número de voltas				
6	posição inicial do indentador		Posição "inicial" da câmera	distância inicial			y			x	
7	y	x	y	x	y	x	completas	riscos	(mm)	riscos	(mm)
8	6.00	1.55	2.60	1.60	3.40	B8-D8	14.00	-45.00	(G8*\$B\$2)+(H8*\$B\$4)	13.00	J8*\$B\$4
9	8.05	4.80	4.70	4.85	3.35	B9-D9	14.00	-55.00	(G9*\$B\$2)+(H9*\$B\$4)	28.00	J9*\$B\$4
10	7.80	3.60	4.40	3.60	3.40	B10-D10	14.00	-25.00	(G10*\$B\$2)+(H10*\$B\$4)	15.00	J10*\$B\$4
11	7.00	3.40	4.20	3.80	3.40	B11-D11	14.00	-33.00	(G11*\$B\$2)+(H11*\$B\$4)	18.00	J11*\$B\$4

ANEXO B – Gráficos de força em função da distância da aresta para os pontos experimentais dos espécimes em coroa com as linhas de tendência traçadas a partir destes pontos. Estas linhas apresentavam problemas de interpretação como inclinações negativas e valores altos de força para d próxima a zero

Metalo-cerâmica

Lento

Rápido

Zircônia

ANEXO C – Gráficos F x d para os espécimes de duas camadas com infraestrutura de metal, com as linhas de tendência quadrática e de potência, em um agrupamento diferente do apresentado na Figura 5.2, para facilitar a comparação entre os tipos de resfriamento e a direção de carregamento.

Metalo-cerâmica

Equação Quadrática

Equação de Potência

ANEXO D - Gráfico F x d para os espécimes de duas camadas com infraestrutura de zircônia, com as linhas de tendência quadrática e de potência, em um agrupamento diferente do apresentado na Figura 5.3, para facilitar a comparação entre os tipos de resfriamento e a direção de carregamento.

Zircônia Recoberta

Equação Quadrática

Equação de Potência