LIDIA LURI ARASHIRO

**Avaliação da resistência ao lascamento, tenacidade à fratura e dureza de
coroas de Y-TZP/cerâmica de recobrimento em função do
material/processamento**

São Paulo
2019

LIDIA LURI ARASHIRO

**Avaliação da resistência ao lascamento, tenacidade à fratura e dureza de
coroas de Y-TZP/cerâmica de recobrimento em função do
material/processamento**

Versão Original

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

Orientador: Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar

São Paulo

2019

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-na-Publicação

Serviço de Documentação Odontológica

Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Arashiro, Lidia Luri.

Avaliação da resistência ao lascamento, tenacidade à fratura e dureza de coroas de Y-TZP/cerâmica de recobrimento em função do material/processamento / Lidia Luri Arashiro ; orientador Paulo Francisco Cesar. -- São Paulo, 2019.

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

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Biomateriais e Biologia Oral. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original

1. Resistência dos materiais. 2. Dureza. 3. Tenacidade dos materiais. 4. Coroas dentárias. 5. Porcelana dentária. I. Cesar, Paulo Francisco. II. Título.

Arashiro LL. Avaliação da resistência ao lascamento, tenacidade à fratura e dureza de coroas de Y-TZP/cerâmica de recobrimento em função do material/processamento. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: / /2019

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento:_____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento:_____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento:_____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento:_____

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho, principalmente, aos meus pais, **Yasuhide Arashiro** e **Chieko Miji Arashiro**, que sempre priorizaram a nossa educação, mostrando que a maior herança que os pais podem deixar para os filhos é o conhecimento. Nunca mediram esforços para abrir o meu caminho e me apoiaram em todos os momentos. E apesar de serem de outra geração, possuem uma mente tão aberta e uma filosofia de vida tão acolhedora que me enche de orgulho. É difícil expressar o quanto admiro vocês e como sou grata por tudo. Amo muito vocês, meus exemplos.

Também dedico às minhas irmãs **Letícia Midori Arashiro** e **Larissa Terumi Arashiro**, que sempre me apoiaram e comemoraram comigo cada vitória. Sempre estiveram presentes, mesmo que muito distantes fisicamente. Fico muito feliz em termos essa torcida sincera, sempre desejando a felicidade da outra. Agradeço pela amizade, carinho, conselhos, conversas e por sempre cuidarem de mim. As levo como exemplo e sou muito grata por ter vocês como irmãs.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar**, por me orientar desde o meu início no mundo da pesquisa. Só tenho a agradecer por me receber tão bem no seu grupo de pesquisa e abrir tantas portas desde então. Tenho muito orgulho de ser sua orientada, te admiro imensuravelmente como profissional e como pessoa.

Ao meu querido **Erick de Lima**, por contribuir tanto para esse projeto, com muita paciência em toda ajuda que eu pedia. Ele é seu também! Admiro seu enorme coração e sua calma para resolver as coisas, te levo como exemplo.

Ao meu querido amigo **Lucas Hian**, que está comigo desde o meu primeiro projeto, na iniciação científica. Obrigada por toda a paciência para ensinar e repassar o seu conhecimento. Agradeço imensamente por toda ajuda, conversas e conselhos durante todo esse tempo. Tenho uma enorme admiração por você.

À **Susana M. S. Marocho**, que também contribuiu muito para minha vida na pesquisa. Obrigada pela paciência e pela ajuda até hoje.

Ao meu aluno de iniciação científica **Renan Granzotto**, que tanto me ajudou nesse trabalho, sem medir esforços para contribuir e me ajudar. Agradeço muito pela sua dedicação.

Aos meus outros irmãos de pesquisa **Stéphanie Soares Favero, Kelli Nunes Monteiro, Karina Félix, Pedro Paulo Albuquerque, Diego Manarão, Tayná Leite e Fernando Maeda**, por deixarem esse caminho da pesquisa um pouco mais leve e divertido. Obrigada pela ajuda e companhia nesse trajeto.

Aos meus grandes amigos **Débora Machado, Marina Chiari, Filipi Pereira e Gabriela Magliano**, que me acompanham desde a faculdade. A amizade de cada um de vocês é muito importante para mim e quero levá-los para o resto da vida. Obrigada por todos esses anos juntos.

Às minhas companheiras de teto e família de SP, **Karin Kaori Kakazu e Mariana Dutra**. Obrigada por todo companheirismo, boa convivência de todos esses

anos. por fazerem da nossa casa um ambiente agradável e, principalmente, por todo apoio nos meus momentos de desabafo. Tenho um enorme carinho por vocês.

A toda a minha família, principalmente ao meu exemplo, **Yukiko Miji**. Obrigada pelo apoio de sempre, vocês serão sempre grandes exemplos de garra e perseverança para mim.

A todas pessoas que passaram na minha vida e contribuíram de alguma forma para minha formação pessoal.

Aos Professores do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOU SP, **Alyne Simões Gonçalves, Carlos Eduardo Francci, Fernando Neves Nogueira, Igor Studart Medeiros, Josete Barbosa Cruz Meira, Leonardo Elloy Rodrigues Filho, Paulo Eduardo Capel Cardoso, Rafael Yagüe Ballester, Roberto Ruggiero Braga, Walter Gomes Miranda Jr. e Victor Elias Arana-Chavez**, por todo o conhecimento passado desde a graduação.

A todos os amigos da pós-graduação **Amanda, Alice, Camila, Cláudia, Ezequias, Juliana, Letícia, Lorraine, Pavel, Sandra, Talita e Vitor**, pelos anos de convivência. E, principalmente, para minha amiga **Luisa Brasil** pelos momentos juntas, pelos desabafos e risadas, você foi um grande presente da pós-graduação.

Aos funcionários do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, **Rosa Cristina Nogueira (Rosinha), Antônio Carlos Lascala e Elidamar Bastos (Eli)**, por toda ajuda e contribuição desde que ingressei no departamento.

Ao **Roberto Hasso**, da Dentsply Sirona, por me ajudar numa etapa muito importante e delicada do trabalho. Muito obrigada pela paciência e ajuda.

Ao **Marcos Celestrino**, do Laboratório Aliança, pela contribuição nesse trabalho. Sem o seu auxílio, a finalização do trabalho não seria possível. Agradeço imensamente a ajuda.

À agência de fomento **CAPES** pelo suporte financeiro que permitiu a realização desta pesquisa.

*“Try not to become a man of success,
but rather try to become a man of value.”*

Albert Einstein

RESUMO

Arashiro LL. Avaliação da resistência ao lascamento, tenacidade à fratura e dureza de coroas de Y-TZP/cerâmica de recobrimento em função do material [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2019. Versão Original.

Objetivos: avaliar coroas totalmente cerâmicas com os seguintes materiais: a) vitrocerâmica a base de fluorapatita e leucita injetada sobre infraestrutura de zircônia, b) porcelana feldspática usinada em sistema CAD-CAM e cimentada (*Rapid Layer Technique*) sobre infraestrutura de zircônia; c) vitro-cerâmica à base de dissilicato de lítio processada por meio de sistema CAD-CAM e unida à infraestrutura de zircônia por meio da sinterização de um vidro na interface (técnica *CAD-on*) com relação a: (1) resistência ao lascamento de aresta do material de recobrimento e; (2) tenacidade à fratura e dureza dos materiais por meio de ensaio de fratura por indentação. Material e métodos: Coroas de duas camadas foram confeccionadas seguindo as orientações dos fabricantes. O teste de lascamento de aresta foi realizado em uma máquina universal de ensaios, utilizando um indentador cônico de 120° acoplado a essa máquina. A tenacidade à fratura e dureza dos materiais foram calculados a partir das medidas das indentações realizadas por um indentador Vickers em microdurômetro. Resultados: A resistência ao lascamento (R_{eA}) foi significativamente maior para os espécimes processados pelo sistema *CAD-on* ($R_{eA} = 563,6 \pm 189,8$ N/mm) e para vitrocerâmica na técnica da injeção ($R_{eA} = 491,2 \pm 151,9$ N/mm). *Bilayers* confeccionadas pelo sistema *Rapid Layer Technique* apresentaram menor valor de R_{eA} significativamente menor do que os dos outros dois materiais ($374,1 \pm 107,4$ N/mm). Conclusões: houve um efeito significativo no material utilizado na resistência ao lascamento de aresta das coroas *bilayers* testadas.

Palavras-chave: Resistência ao lascamento. Dureza. Tenacidade à fratura. Coroas. Cerâmicas odontológicas.

ABSTRACT

Arashiro LL. Assessment of edge chipping resistance, fracture toughness and hardness of Y-TZP/veneering ceramics as a function of the ceramic material [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2019. Versão Original

Objectives: to evaluate specimens with the following materials: a) feldspathic porcelain applied on zirconia through press-on technique, b) feldspathic porcelain milled in CAD-CAM system and cemented (Rapid Layer Technique) on zirconia infrastructure; c) lithium disilicate glass-ceramic milled in CAD-CAM system and bonded to the zirconia infrastructure by means of a fusion glass-ceramic applied at the interface (CAD-on technique) relating to: (1) edge chipping resistance of the veneering materials and; (2) fracture toughness and microhardness through indentation fracture method. Materials and methods: Bilayer crowns of veneering ceramic and infrastructure of Y-TZP were made following manufacturers' instructions. The edge chipping test was performed in an universal testing machine, using a 120° sharp conical indenter coupled to it. And the fracture toughness and microhardness were calculated by measures obtained in a microhardness testing machine. Results: The chipping resistance (R_{eA}) was significantly higher for the specimens processed by the CAD-on system ($R_{eA} = 563.6 \pm 189.8$ N/mm) and for heat-pressed glass ceramics ($R_{eA} = 491.2 \pm 151.9$ N/mm). Bilayers made by the Rapid Layer Technique system presented the worst R_{eA} mean (374.1 ± 107.4 N/mm). Conclusions: there is a significant effect of the material/ on the edge chipping resistance of the tested bilayers.

Keywords: Edge chipping resistance. Hardness. Fracture Toughness. Crowns. Dental ceramics.

LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}\text{C}$	graus Celsius
α	coeficiente de expansão térmico linear
μ	micron
R_{eA}	resistência ao lascamento de aresta
S_E	resistência de aresta
F_c	força crítica
d_a	distância da aresta
K_{Ic}	tenacidade à fratura
σ_r	tensão residual
T_g	transição vítrea

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1	Restaurações totalmente cerâmicas de duas camadas (<i>bilayers</i>)...	23
2.2	Lascamento da cerâmica de recobrimento.....	24
2.3	Ensaio mecânico resistência ao lascamento de aresta (edge chipping test)	27
3	PROPOSIÇÃO	31
4	MATERIAIS E MÉTODOS	33
4.2	Confecção dos corpos-de-prova	33
4.2.1	Vitrocerâmica à base de fluorapatita e leucita injetada sobre infraestrutura de zircônia.....	33
4.2.2	Porcelana feldspática usinada em sistema CAD-CAM e cimentada (<i>Rapid Layer Technique</i>) sobre infraestrutura de zircônia	35
4.2.3	Sistema CAD-on.....	36
4.3	Métodos	37
4.3.1	Ensaio de resistência ao lascamento de aresta (“edge chipping”)...	38
4.3.2	Cálculo da dureza e tenacidade à fratura	41
4.4	Análise estatística dos resultados.	43
5	RESULTADOS	45
6	DISCUSSÃO	51
7	CONCLUSÃO	55
	REFERÊNCIAS	57

1 INTRODUÇÃO

As próteses totalmente cerâmicas tem sido cada vez mais utilizadas na confecção das restaurações, pois apresentam resultados satisfatórios quanto às características estéticas em comparação as próteses metalocerâmicas. A incessante busca pela estética na odontologia associada a um bom desempenho clínico do material faz com que a zircônia seja o foco de trabalhos e pesquisas pois este material apresenta um excelente desempenho mecânico em relação aos outros tipos de cerâmicas e, além disso, possui um comportamento estético superior ao metal (1).

A zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP) ganhou grande destaque na área da saúde por apresentar uma alta tenacidade à fratura em função do seu mecanismo de tenacificação, considerado um material inteligente. Esse mecanismo consiste no aumento de volume dos grãos cristalinos do material quando submetidos a algum tipo de tensão (2), gerando então uma compressão em volta de um defeito pré-existente, o que dificulta sua propagação (3). Além disso, é um material que apresenta uma boa biocompatibilidade (4).

Uma desvantagem apresentada pelas coroas de Y-TZP é a alta opacidade apresentada pelo material. Na tentativa de solucionar esse problema, foram introduzidas as coroas cerâmicas em duas camadas (*bilayers*), que são restaurações que possuem uma camada de recobrimento cerâmico sobre a infraestrutura de zircônia para aumentar a translucidez final da restauração na tentativa de mimetização da estrutura dental. Esse tipo de restauração apresenta bons resultados clínicos, porém um tipo de falha muito constante que chamou a atenção dos pesquisadores foi o lascamento da porcelana de recobrimento (*chipping*). O lascamento consiste na fratura que ocorre na cerâmica de recobrimento, podendo se estender até a interface infraestrutura/cerâmica de recobrimento (delaminação) (5). Uma revisão classificou o lascamento em 3 níveis. No lascamento do tipo 1, um polimento seria suficiente para correção da falha existente. Já nos lascamentos dos tipos 2 e 3, segundo autor, um reparo diretamente na cavidade bucal ou uma troca da restauração seriam suficientes,

respectivamente. Segundo o estudo, os lascamentos mais frequentes são dos tipos 1 e 2 (6). Apesar de apresentarem menor severidade, o fenômeno do lascamento ainda possui grande relevância no que diz respeito às falhas de restaurações protéticas.

Estudos com acompanhamento clínico observaram que o insucesso das restaurações protéticas pode ser ocasionado, principalmente, por cáries secundárias e problemas técnicos (perda da retenção, estética desfavorável, fratura da peça protética e o lascamento da cerâmica de recobrimento). (7)(8)(9).

Um estudo clínico acompanhou próteses parciais fixas com infraestrutura de zircônia de 3 a 6 elementos durante 10 anos e observou que a incidência do lascamento da porcelana de recobrimento passou de 10% em 5 anos de acompanhamento, para 21% em 10 anos, mostrando a susceptibilidade desse tipo de restauração ao longo do tempo (10). Revisões de literatura apontam também o problema de lascamento como um grande candidato a responsável pelo insucesso de peças protéticas (11). O comprometimento da infraestrutura de zircônia é reportado numa revisão de literatura com um baixo índice (0,4%), enquanto que o lascamento da cerâmica tem um incidência considerável de 3,1% durante 5 anos, valor maior daquele reportado para metalocerâmicas (2,6%) (7).

Com informações suficientes para concretizar o problema do lascamento da cerâmica de recobrimento sobre infraestrutura de Y-TZP, os pesquisadores começaram a estudar os motivos que levam ao aumento desse tipo de falha nessas restaurações em relação às próteses metalocerâmicas, para então propor soluções a fim de melhorar o desempenho clínico para esse tipo de restauração. Os principais fatores relacionados a esse fato envolvem as propriedades térmica e mecânica dos materiais utilizados, o desenho da infraestrutura e fenômenos que acontecem na interface Y-TZP/cerâmica de recobrimento.

A baixa condutividade térmica da Y-TZP e a diferença do coeficiente de expansão térmica da Y-TZP e a cerâmica de recobrimento são os principais fatores térmicos que explicam a geração de tensões residuais térmica no material que levam a uma susceptibilidade maior ao lascamento (12). Uma solução proposta pelos estudos para driblar esse problema é o resfriamento lento

da peça no seu último ciclo de queima, para que haja um relaxamento maior das tensões residuais na peça (13,14). Muitos fabricantes já propõem essa mudança nos manuais de uso dos seus materiais.

Fenômenos que ocorrem na interface entre a infraestrutura e a camada de cerâmica de recobrimento são citados também como um dos possíveis responsáveis pela ocorrência do lascamento. Estudos analisaram essa interface depois da aplicação de porcelana pela técnica estratificada sobre a infraestrutura da Y-TZP e observaram que os alguns grãos da zircônia mudam de fase, de tetragonal para monoclínica, durante a aplicação, provavelmente pelo contato do material com a água. Essa transformação de fase gera um aumento no volume dos grãos e, conseqüentemente, geração de tensões na região (15,16). Outro fator que também pode ser relacionado ao lascamento é o desenho da infraestrutura. Estudos relatam que uma cerâmica sem o suporte apropriado da infraestrutura tem um risco maior de fratura (17,18).

Tendo em vista os problemas e suas respectivas soluções citados, outras alternativas são constantemente buscadas para driblar o problema do lascamento. Uma outra alternativa, com o surgimento da tecnologia CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*), foi a mudança dos materiais utilizados no recobrimento das restaurações de Y-TZP e a forma de processamento dos mesmos. Os blocos cerâmicos usados nessa técnicas tendem a ter uma resistência mecânica superior aos materiais usados nas técnicas tradicionais pois são produzidos em condições ideais durante a fabricação e estão menos sujeito a porosidades (19).

Uma outra alternativa cada vez mais presente na odontologia é o uso de peças cerâmicas monolíticas, que consistem em peças que não necessitam de material de recobrimento. Porém, o resultado estético desse tipo de restauração ainda é levemente comprometido.

Com o surgimento de novos materiais e novas tecnologias de processamentos, há também um escasso conteúdo de informações sobre esses novos métodos e suas aplicações sobre infraestrutura de Y-TZP em relação à susceptibilidade ao lascamento. Deste modo, o objetivo desse trabalho é avaliar esse parâmetro com diferentes formas de processamento (injetado, *Rapid Layer*

Technique e técnica *Cad-On*) usando espécimes com geometria complexa em forma de coroa.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Restaurações totalmente cerâmicas de duas camadas (*bilayers*)

As restaurações metalocerâmicas são utilizadas há décadas visando a substituição das restaurações totalmente metálicas, já que estas apresentam uma estética desfavorável. Além disso, um outro motivo que impulsionou o uso desse tipo de prótese foi o seu sucesso clínico comprovado por trabalhos que reportaram taxas de sobrevivência de 97% em um período de 10 anos e 85% para um período de 25 anos (20). Porém, apesar de seu desempenho clínico favorável, a busca constante da biocompatibilidade e da estética nos tratamentos odontológicos aumentou a utilização de alguns tipos de cerâmicas com o intuito de substituir os metais nas próteses.

Um dos primeiros tipos de cerâmicas utilizadas na odontologia foi a porcelana feldspática, a qual passou por diversas mudanças ao longo do tempo com relação à sua composição e processamento para a obtenção de melhores resultados clínicos. Apesar de apresentarem uma excelente estética, as propriedades mecânicas apresentadas não permitem que o material seja utilizado de forma irrestrita. Na tentativa de solucionar o problema da baixa resistência e tenacidade apresentados pelas porcelanas, novos materiais foram desenvolvidos, como por exemplo as vitrocerâmicas. Nesses materiais, os cristais precipitam e crescem na matriz vítrea em altas temperaturas (21). As vitrocerâmicas conseguiram atingir melhores propriedades mecânicas em relação às porcelanas feldspáticas, tendo também resultados estéticos aceitáveis, especialmente aquelas produzidas com cristais de dissilicato de lítio.

Pesquisadores continuaram o desenvolvimento de outros materiais que apresentassem propriedades mecânicas favoráveis ao seu uso para a confecção de restaurações. Após algumas tentativas, na década de 90, o sistema *In-Ceram* (Vita Zahnfabrik) foi introduzido no mercado odontológico. Nesse sistema, estruturas cristalinas parcialmente sinterizadas formam arcabouços com alto grau de porosidade, e as propriedades mecânicas são otimizadas por meio da infiltração de um vidro à base de óxido de lantânio, apresentam 70 vol% de

alumina em sua composição, o que resulta na melhora da resistência à flexão do material (~550 MPa)(22).

Um outro tipo de material introduzido ao mercado odontológico foram as cerâmicas policristalinas. Essa classe de material cerâmico inclui as cerâmicas com conteúdo totalmente cristalino e que apresentam propriedades mecânicas muito elevadas em relação aos demais tipos cerâmicos. Um material pertencente a essa classe é a Y-TZP (zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítria), que possui grande destaque dentre as cerâmicas pois apresenta um mecanismo de tenacificação único: na região onde são geradas tensões de tração (durante a mastigação, por exemplo) é induzida a transformação de fase dos grãos cristalinos (de tetragonal para monoclinico), ocasionando um aumento de volume que pode variar de 3% a 5%. Esse aumento no volume gera uma tensão de compressão em defeitos pré-existentes, dificultando sua propagação, aumentando significativamente a tenacidade à fratura (2).

Apesar de apresentarem melhores características estéticas em relação aos metais, cerâmicas policristalinas como a Y-TZP ainda necessitam de uma camada de recobrimento cerâmico, como por exemplo as porcelanas e as vitrocerâmicas, para a melhorara da reprodução estética do elemento dental pois, devido ao seu alto conteúdo cristalino, apresentam alta opacidade.

2.2 Lascamento da cerâmica de recobrimento

Um dos principais fatores atribuído aos insucessos de restaurações de multicamadas cerâmicas é o lascamento da cerâmica de recobrimento. Alguns estudos clínicos realizaram a comparação de próteses fixas metalocerâmicas e totalmente cerâmicas com infraestrutura de Y-TZP e observaram que a taxa de ocorrência de lascamentos na cerâmica de recobrimento é maior em *bilayers* totalmente cerâmicas em comparação com as metalocerâmicas (23,24).

Um acompanhamento clínico de próteses fixas de 3 elementos avaliou durante 3 anos próteses com infraestrutura de Y-TZP e recobertas por uma cerâmica injetada e pela técnica estratificada, e relatou uma taxa ocorrência de

lascamento de 33% da cerâmica de recobrimento (25). Um outro estudo avaliou a carga necessária para fraturar a cerâmica de recobrimento e posteriormente a fratura total (envolvendo a infraestrutura) para diversos fabricantes de Y-TZP e observou que, para quase todos os sistemas, a carga na qual ocorre a fratura da cerâmica de recobrimento é menor do que aquela necessária para causar a fratura total da prótese (26).

As propriedades mecânicas inferiores apresentadas pelas porcelanas e das vitrocerâmicas utilizadas como material de recobrimento em relação às cerâmicas policristalinas influenciam no índice de lascamento desses materiais. Diferentemente das cerâmicas policristalinas, as classes cerâmicas das porcelanas e das vitrocerâmicas possuem duas fases, a fase amorfa (vítrea) na qual estão dispersos os conteúdos cristalinos e, por esse motivo, apresentam uma menor resistência. A tenacidade à fratura das cerâmicas policristalinas pode chegar até ao redor de $10 \text{ MPa.m}^{1/2}$ e resistência à flexão, até ao redor de 1400 MPa (3,27), enquanto a tenacidade à fratura de porcelanas feldspáticas e das vitrocerâmicas são, respectivamente, ao redor de $1,0 \text{ MPa.m}^{1/2}$ e 1,4-1,8 $\text{MPa.m}^{1/2}$ (28–30).

Os materiais cerâmicos apresentam uma pequena deformação plástica até a fratura e, por esse motivo, são considerados materiais frágeis, nos quais a fratura ocorre de modo catastrófico. A fratura ocorre na presença de defeitos e um fenômeno rep que contribui para a fratura é o crescimento subcrítico de trinca SCG (*subcritical crack growth*). O crescimento subcrítico de trinca ocorre quando o material é submetido a níveis de tensões abaixo do crítico para ocorrer a fratura, especialmente na presença de água. Em uma trinca presente no material, a água se infiltra e reage quimicamente com o material cerâmico, quebrando as suas ligações químicas. Assim, a trinca cresce lentamente até ocorrer uma fratura catastrófica. Muitos estudos avaliam a susceptibilidade de diferentes materiais cerâmicos na odontologia a esse crescimento subcrítico de trincas, já que esses são sujeitos a esse fenômeno na cavidade bucal (31). As porcelanas demonstraram sofrer maior efeito desse fenômeno em relação a outros materiais, aumentando o risco de lascamento desse material (32).

Dentre as propriedades térmicas, a baixa difusividade térmica da Y-TZP e das cerâmicas de recobrimento faz com que haja um gradiente de temperatura

mais significativo entre algumas regiões da peça. Um estudo avaliou a diferença de temperatura em diferentes profundidades em espécimes de duas camadas e constatou que a diferença de temperatura entre a superfície interna da infraestrutura cerâmica e a superfície externa da porcelana pode chegar a quase 200°C (33). Essa diferença de temperatura em resfriamentos rápidos faz com que a superfície externa do material se solidifique mais rapidamente que a porção interna da peça, limitando o relaxamento viscoelástico de algumas partes da mesma e gerando assim tensões térmicas residuais no material (5,34).

O coeficiente de expansão térmico linear também se mostrou muito importante em relação à geração tensões térmicas residuais. Numa peça de duas camadas de diferentes materiais. Se o coeficiente de expansão térmico linear dos dois materiais forem muito discrepantes, quando eles resfriados não irão contrair na mesma proporção, podendo gerar também tensões térmicas residuais (35). É desejado que se tenha uma diferença de CETL positivo ($\alpha_{\text{infraestrutura}} > \alpha_{\text{recobrimento}}$) para que, depois do resfriamento da peça, haja uma camada com leve tensão de compressão para aumentar a resistência do material. Um estudo utilizou o método “*hole-drilling*” para analisar o perfil das tensões térmicas residuais de diferentes materiais com várias diferenças de CETL ($\Delta\alpha$) em relação ao material da infraestrutura e observou uma significativa relação do $\Delta\alpha$ com a geração de tensões térmicas residuais (35).

O lascamento também é atribuído a fenômenos que ocorrem na interface entre a infraestrutura e a cerâmica de revestimento (16). *Tholey et al.* (15) estudaram a interface da Y-TZP com aplicações de porcelana pelo método estratificado com e sem a hidratação do pó durante a aplicação e observaram que, para os espécimes na qual foi aplicada a porcelana com água, houve a mudança de fase de tetragonal para monoclinica da superfície da Y-TZP, diferente dos espécimes nos quais a aplicação não foi feita com água e não foi identificada transformação de fase. Essa mudança de fase na interface acaba ocasionando aumento de volume dos grãos da Y-TZP e gera uma região de tensão. Um estudo mais recente observou uma alteração das propriedades mecânicas na interface Y-TZP/porcelana, atribuindo também esse fato à transformação de fase dos grãos da zircônia e pela possível penetração da

porcelana nas pequenas trincas presentes na superfície da interface na Y-TZP (36).

Um fator também muito relacionado à ocorrência do lascamento é o desenho da infraestrutura de Y-TZP. Alguns estudos apontaram que a espessura da cerâmica de recobrimento somada ao suporte insuficiente da infraestrutura pode aumentar consideravelmente o risco de lascamento (37). Um estudo *in vitro* avaliou o tempo de vida de coroas de duas camadas totalmente cerâmicas com dois desenhos diferentes infraestrutura de Y-TZP, um com o desenho padrão de espessura uniforme e o outro modificado com uma parede lingual estendida, e observou que a incidência de lascamento da cerâmica de recobrimento foi menor na infraestrutura modificada. Esse fato foi atribuído ao suporte proximal adicional para a cerâmica de recobrimento (17). Outro estudo observou em imagens fractográficas que a cerâmica de recobrimento com um inadequado desenho da infraestrutura favorece a concentração de tensões em maiores volumes (38).

Um estudo fractográfico analisou as falhas em restaurações metalocerâmicas e totalmente cerâmicas e observou que todas as fraturas tiveram origem na superfície oclusal. Esse fato foi atribuído ao desgaste da porcelana de recobrimento em resposta às cargas mastigatórias (23).

2.3 Ensaio mecânico resistência ao lascamento de aresta (*edge chipping test*)

Tendo em vista o problema do lascamento dos materiais cerâmicos, muitos pesquisadores realizaram trabalhos que envolveram a aplicação de uma cerâmica de recobrimento sobre a Y-TZP. Muitos estudos foram publicados com a finalidade de avaliar as causas do lascamento e sua relação com as condições clínicas, modificando a morfologia das amostras e as angulações da aplicação de carga para analisar os modos de fratura.

Uma nova metodologia foi introduzida na odontologia para avaliar essa propriedade dos materiais por Quinn et. al. (39). Esse método foi chamado de teste de lascamento de aresta (*Edge Chipping Test*), que consiste na indentação

do material sob uma carga constante até que ocorra a falha do material, reproduzindo falhas similares às aquelas observadas *in vivo*. O *Edge Chipping Test* consiste nas seguintes etapas: (1) formação de uma pequena indentação, (2) formação de pequenas trincas radiais, (3) propagação dessas trincas dentro do material e paralela à superfície lateral e (4) propagação instável da trinca em direção à superfície lateral até que a lasca se forme, como mostrado na Fig. 2.1 (39).

Figura 2.1 - esquema do teste de lascamento de aresta (*Edge Chipping Test*) (39)

Esse teste pode ser realizado com diversos tipos de indentadores, sendo os mais usados os do tipo Rockwell (120°), Vickers (136°), Knoop ($\alpha=130^\circ$ e $\beta=172^\circ 30'$) e cônico (90 , 100 , 120 e 140°) (40). Um estudo *in vitro* realizou o teste em condições padronizadas com diferentes tipos de materiais e diferentes tipos de indentadores. Foi observado que, para todos os materiais, as indentações feitas com o indentador cônico de 120° apresentavam resultados mais lineares da força em relação à distância da indentação e a borda do espécime (39).

Há uma grande discussão sobre os valores obtidos pelo teste, pois o comportamento depende de diversos fatores como o tipo do indentador e o material testado. Materiais com uma dureza elevada, como a Y-TZP, costumam apresentar a relação $F \times d$ (sendo F a força necessária para causar o lascamento e d a distância entre a ponta do indentador e a aresta) com um comportamento linear, pois a energia é transferida majoritariamente para gerar o lascamento. Já em materiais com menor dureza, a energia é bastante absorvida para gerar uma deformação plástica, levando a uma relação não linear entre $F \times d$. Para uma possível comparação entre os materiais, Quinn et al. (41) estabeleceram uma equação que permite essa comparação mesmo se o material apresentar ou não um comportamento $F \times d$ linear.

Nos estudos com espécimes geométricos, são realizadas várias indentações alterando a distância entre a ponta do indentador e a aresta. Dentre esses estudos, a distância entre a ponta do indentador e a aresta relatada como a mais clinicamente relevante é a de 0,5 mm (42). Uma complexidade para a questão do teste de lascamento é aquela feita em formatos anatômicos, provavelmente pela dificuldade encontrada com o deslizamento do indentador devido à anatomia da cúspide (43).

Durante o teste, para evitar um problema chamado "*overchipping*", no qual a extração do indentador não é instantânea, Tanaka et al. elaboraram uma nova metodologia para o teste de lascamento em aresta, acoplando uma câmera ao indentador para a realização do teste em máquina de ensaio universal. Os autores relataram que a precisão em relação à distância da aresta é aprimorada e, conseqüentemente, os resultados ficam mais confiáveis. No momento da indentação, o indentador deveria ser retirado instantaneamente da peça quando ocorre a falha. Porém, não é isso o que ocorre, podendo o indentador continuar aplicando a carga e levar ao "*overchipping*", gerando um dano adicional ao espécime e indentações maiores (40). Esse problema pode afetar a medida da distância em análises posteriores (39).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo geral deste trabalho foi avaliar o comportamento mecânico de espécimes cerâmicos com duas camadas (“*bilayers*”) em formato de coroas produzidas pelos seguintes materiais/processamentos:

- a) vitrocerâmica à base de fluorapatita e leucita injetada sobre infraestrutura de zircônia;
- b) porcelana feldspática usinada em sistema CAD-CAM e cimentada sobre infraestrutura de zircônia (*Rapid layer technique*);
- c) vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio processada por meio de sistema CAD-CAM e unida à infraestrutura de zircônia por meio da sinterização de um vidro na interface (técnica *CAD-on*).

Os objetivos específicos envolveram a avaliação desses espécimes com relação a:

- 1) Resistência ao lascamento de aresta (“*edge chipping*”) do material de recobrimento aplicado sobre infraestrutura de zircônia. A hipótese testada foi a de que o material/processamento afetaria a resistência ao lascamento de aresta do material de recobrimento para coroas.
- 2) Dureza e tenacidade à fratura das coroas em função dos diferentes materiais/processamentos. A hipótese testada foi a de que o material/processamento afeta a dureza e tenacidade à fratura da coroa.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados nesse estudo estão apresentados na Tabela 4.1:

Tabela 4.1 – Materiais que serão utilizados nesta pesquisa

Material	Sigla	Composição	Fabricante
VITABLOCS Mark II	VMA	Porcelana feldspática	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen
Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes*	Y-TZP	Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por itria	
IPS e.max ZirPress	IEZ	Vitrocerâmica à base de fluorapatita e leucita	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max CAD	LS	Vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio	
IPS e.max ZirCAD	EYZ	Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por itria	

4.2 Confecção dos corpos-de-prova

Foram confeccionados quinze espécimes em forma de coroas para cada material utilizado no ensaio, simulando coroas do primeiro molar inferior. A quantidade de espécimes utilizado para cada ensaio foi de 6 coroas para o cálculo de tensão térmica residual e 9 coroas utilizadas para teste de resistência ao lascamento de aresta. Os espécimes foram produzidos pelas combinações de materiais/processamento que serão descritas a seguir.

4.2.1 Vitrocerâmica à base de fluorapatita e leucita injetada sobre infraestrutura de zircônia

Para a técnica de injeção, as infraestruturas (*coping*) de EYZ (IPS e.max ZirCAD) usinadas em sistema *CAD-CAM* a partir de blocos pré-fabricados, receberam enceramento correspondente à camada de material de recobrimento. Para o enceramento, uma coroa com dimensões finais foi moldada, e a partir do molde confeccionado um *coping* de EYZ foi inserido e o espaço correspondente ao material de recobrimento foi preenchido com cera. Posteriormente o conjunto foi retirado do molde e enviado para um laboratório experiente para a etapa da

injeção. Após o acabamento dos espécimes, um ciclo de glaze foi realizado (Tabela 4.2).

Tabela 4.2 – Ciclo de glaze do material IPS e.max ZirPress.

Ciclo de queima Glaze (IPS E.max Ivocolor)	
Pré-aquecimento (°C)	403
Tempo de pré-aquecimento (min)	6
Taxa de aquecimento (°C/min)	60
Início do vácuo (°C)	450
Desligamento do vácuo (°C)	769
Temperatura final (°C)	770
Tempo de sinterização (min)	1~2

Figura 4.1 – Fornos usados para a queima das cerâmicas: (a) forno Kerapress usado para os ciclos de glaze do material; (b) forno Zyrcomat (Vita-Zahnfabrik, Alemanha) para a sinterização dos coping de Y-TZP

(a)

(b)

4.2.2 Porcelana feldspática usinada em sistema CAD-CAM e cimentada (*Rapid Layer Technique*) sobre infraestrutura de zircônia

Para confecção das coroas para este processamento foi realizada uma única sequência de digitalização para confecção de restaurações totalmente cerâmicas, foi utilizado o sistema *CEREC 3* por meio do software *InLab* (Sirona, Dental Systems). O software produziu um desenho da infraestrutura e da cerâmica de recobrimento a partir do preparo escaneado. Esse sistema utiliza-se de blocos parcialmente sinterizados Y-TZP (*Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes*) para confecção da infraestrutura este bloco foi usinado levando-se em conta a contração de sinterização de 20% apresentada pelo material para, em seguida, ser sinterizado em um forno *Zyrcomat* (Vita-Zahnfabrik, Alemanha) (Figura 4.1) a uma temperatura de 1530°C por 2 horas com uma taxa de aquecimento de 25°C/min. A cerâmica de recobrimento foi usinada a partir de bloco de VMA (*VITABLOCS Mark II*) de modo a se adaptar sobre a infraestrutura de Y-TZP previamente usinada (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Blocos para CAD/CAM usinados: (a) Bloco de Vita Mark II e sua coroas usinadas; (b) bloco de Y-TZP e seus copings usinados

(a)

(b)

Para união dos dois componentes, a superfície externa da infraestrutura foi jateada com óxido de alumínio (50 µm) a uma pressão máxima de 2,5 bar. A camada de recobrimento foi limpa com a aplicação de ácido fluorídrico em gel, com concentração de 5% durante 60s. Após a remoção do gel em banho ultrassônico por 20 s, um agente silano foi aplicado sobre essa superfície. Um

cimento autoadesivo Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake Dental, Osaka, Japão) foi aplicado em uma fina e uniforme camada nas superfícies internas da camada de recobrimento utilizando um *microbrush* e as duas peças foram assentadas até o escoamento do excesso do material de união. Os excessos do cimento foram removidos e o cimento foi foto-ativado por 40 segundos com uma irradiância de 1.200 mW/cm^2 (Radii-cal, SDI, Victoria, Austrália) em todas as faces da coroa.

Posteriormente as coroas então foram submetidas a uma etapa de acabamento e polimento.

4.2.3 Sistema CAD-on

Foram utilizados dois blocos para essa técnica: um bloco para *CAD-CAM* de LS (IPS e.max CAD) e outro de EYZ. Nesta técnica, um desenho do modelo do preparo dentário foi previamente escaneado, onde duas partes infraestrutura e a camada de recobrimento foram projetadas no software V15 Sirona inLab.

Posteriormente os materiais foram usinados em formato de coroas em uma unidade usinadora (Sirona inLab MC-XL) por meio da utilização de pontas diamantadas sob intensa refrigeração. A infraestrutura de EYZ foi sinterizada seguindo as orientações do fabricante. Em seguida, as duas partes foram unidas utilizando-se uma vitrocerâmica de fusão (IPS e.max CAD Crystall/Connect fusion glass ceramic, Ivoclar, Schan, Liechtenstein) (Figura 4.3) para a união dos componentes previamente usinados. Esse componente de união apresenta-se em duas partes (pó e líquido) pré-dosadas que foram misturadas numa unidade vibratória (Ivomix). Esse material foi aplicado em ambas as peças para que elas fossem unidas e o excesso de material de união posteriormente foi removido da estrutura.

A fusão de ambas as partes e a cristalização da vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio ocorreram ao mesmo tempo seguindo-se o ciclo específico recomendado pelo fabricante num forno Programat® P300, descrito na tabela 4.3. Posteriormente a coroa recebeu uma camada de glaze (Glaze IPS Ivocolor), cujo ciclo está apresentado na tabela 4.2.

Figura 4.3 – (a) Bloco de E.max CAD após a usinagem de coroas; (b) Vitrocerâmica de fusão (IPS e.max CAD Crystall/Connect) utilizada para a união das duas camadas

(a)

(b)

Tabela 4.3 – Ciclo para fusão das camadas e cristalização da vitrocerâmica.

Ciclo para fusão das camadas e cristalização da vitrocerâmica	
Pré-aquecimento (°C)	403
Tempo de pré-aquecimento (min)	2
Taxa de aquecimento 1 (°C/min)	30
Início do vácuo 1 (°C)	550
Desligamento do vácuo 1 (°C)	820
Temperatura t1 (°C)	820
Tempo em t1 (min)	2
Taxa de aquecimento 2 (°C/min)	30
Início do vácuo 2 (°C)	820
Desligamento do vácuo 2 (°C)	840
Temperatura t2 (°C)	840
Tempo em t2 (min)	7

4.3 Métodos

4.3.1 Ensaio de resistência ao lascamento de aresta (“*edge chipping*”)

O teste de lascamento de aresta (*edge chipping test*) foi realizado em uma máquina de ensaios universais (Instron 4501, Instron Corp, Canton, MA) adaptada a uma mesa X-Y (Figura 4.4), utilizando um indentador cônico de 120° acoplado a máquina, com aplicação crescente de carga e com velocidade constante. Em um mesmo espécime, várias indentações foram realizadas, variando-se a distância entre a aresta e a ponta do indentador (d_a).

Figuras 4.4 – Mesa X-Y usada no teste de lascamento de aresta e o posicionamento da coroa no dispositivo

Para padronizar o posicionamento das coroas durante o teste de lascamento de aresta foram cimentadas sobre troquéis de resina composta (Charisma Diamond, Heraeus Kulzer, Germany) confeccionados diretamente na porção interna da coroa, projetando uma geometria semelhante à raiz dental com aproximadamente 2 cm de altura. Após essa etapa, os troquéis foram incluídos em resina acrílica em tubo de PVC de 25 mm de diâmetro. Com o auxílio de um paralelômetro, ao qual foi fixado um molde dos troquéis, o cabo do troquel foi preenchido com resina acrílica, de modo a uniformizar sua posição (Figura 4.5). As coroas foram cimentadas nos troquéis com um cimento resinoso (RelyX Ultimate, 3M ESPE) para a realização dos testes.

Figura 4.5 – Inserção dos troqueis de resina no tubo de PVC: (a) troquel de resina confeccionado para cada coroa; (b) paralelômetro para posicionamento do troquel no tubo de PVC

A coroa foi posicionada sobre a mesa X-Y com o longo eixo do tubo de PVC formando 30° com a vertical (Figura 4.6), utilizando um bloco metálico em rampa com encaixe específico para o tubo de PVC. Durante o ensaio, o conjunto foi apoiado em outra rampa construída em gesso especial para que a angulação se mantivesse estável (Figura 4.4), o que foi necessário para evitar que a ponta do indentador não esbarrasse na coroa.

Para uma precisão maior em relação à distância do indentador e a aresta, um conjunto de dispositivos foi montado levando como base o estudo de Tanaka et. Al (44). Uma câmera de aumento foi acoplada junto ao indentador e ligada por um cabo *USB* no computador para a visualização da imagem. Com uma calibragem prévia, a distância da ponta do indentador e da câmera foi medida com exatidão, mais de uma vez se necessário, para posterior aplicação no espécime. Uma transparência com um tracejado marcando um ponto exato foi usado sobre a tela do computador para ter uma referência mais precisa na medição.

Figura 4.6 – Teste de lascamento: (a) posição do indentador no teste; (b) aresta transversal utilizada para o cálculo da distância, d_a

O indentador foi 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 foi definido pela distância entre o indentador e o ponto médio da largura da linha da aresta de referência (L - longitudinal) (Figura 4.6) que circunda 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. O valor de d foi medido pelo comprimento da aresta transversal (T) (Figura 4.6) entre o ponto de indentação e o cruzamento da aresta transversal com a aresta longitudinal.

Os dados do teste de lascamento foram apresentados em um gráfico de força crítica (F_c) necessária para gerar os lascamentos, em função da distância (d_a) entre o indentador e a aresta escolhida. O gráfico apresenta 3 linhas de tendências (Tabela 4.4), seguindo a abordagem na literatura. As funções contidas nos gráficos foram apresentadas com seus respectivos R^2 , que indica o grau de ajuste da função da curva aos pontos experimentais.

Tabela 4.4 – Linhas de tendências utilizadas para a plotagem no gráfico

Linha de tendência	Equação	Fator analisado
Linear	$F = ad$	$T_e = a$
Polinomial	$F = Ad^n$	A
Potência	$F = a_1d + a_2d^2$	a_1 e a_2

Sendo F = força crítica, d = distância da aresta e T_e = tenacidade da aresta. As funções foram obtidas automaticamente pelo programa Excel.

Nos gráficos também foi traçada uma linha vertical tracejada que cruza 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 também foram apresentados em tabelas.

Em uma tabela individual, foi apresentado o parâmetro R_{eA} , que corresponde à média de todas as razões F/d em todas as distâncias analisadas. Como este parâmetro resulta 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.

4.3.2 Cálculo da dureza e tenacidade à fratura

As cúspides das coroas foram desgastadas em 0,5 mm, planificadas e polidas em uma politriz semi-automática até que seja atingido o resultado de superfície com brilho especular, posteriormente as cúspides planificadas das coroas produzidas foram posicionadas com ajuda de um prensa paralelizadora num base e indentadas com um indentador *Vickers* com carga de 10 N por 15 s num microdurômetro (Shimadzu, Japão), estando ele orientado perpendicularmente à superfície plana dos espécimes. Inicialmente, foi calculada a dureza Vickers, usando-se a equação 1:

$$d = \left(1,8544 \frac{F}{(2a)^2} \right) \quad \text{Equação 1}$$

onde, F é a carga aplicada (N) e a é o comprimento médio da diagonal da impressão (em mm). Foi calculada a tenacidade à fratura (K_{Ic}) por meio da equação 2.

$$K_{Ic} = k \left(\frac{E}{H} \right)^{0,5} \frac{P}{c^{3/2}} \quad \text{Equação 2}$$

onde, E é o módulo de elasticidade do material, P é a carga aplicada, H é a dureza e c é o comprimento da trinca radial medido a partir do centro da indentação, e k é uma constante (0,016).

Figura 4.7 – Teste no microdurometro: (a) coroa posicionada com ajuda da prensa paralelizadora; (b) microdurometro (Shimadzu, Japão)

(a)

(b)

4.4 Análise estatística dos resultados.

O teste de análise de variâncias (ANOVA) foi utilizado para os valores obtidos a partir dos experimentos realizadas com nível global de significância de 5%

5 RESULTADOS

5.2 Resistência ao lascamento de aresta (“*edge chipping*”)

Com base nos valores obtidos nos testes de lascamento de aresta, as figuras 5.1 a 5.3 foram construídas para mostrar a relação da força crítica (F_c) na qual os lascamentos ocorreram em função da distância da aresta (d). Em cada gráfico, foram plotadas três linhas de tendências: linear, polinomial e potência, representadas pelas cores vermelha, azul e verde, respectivamente, com seus R^2 (ajuste da curva aos dados experimentais) correspondentes. A linha vertical tracejada que cruza o eixo x corresponde a uma distância de aresta de 0,5 mm ($S_{e/0,5mm}$). Observando essas figuras nota-se que, para a técnica *Rapid Layer*, a curva correspondente à função de potência obteve o pior ajuste (quanto mais próximo de 1 é o valor de R^2 , melhor é o ajuste da curva), enquanto que as outras linhas de tendências (linear e polinomial) obtiveram valores próximos e semelhantes. Já os outros dois materiais se comportaram de forma diferente, tendo a curva correspondente à função linear apresentado os piores ajustes (menores valores de R^2). As outras duas curvas de tendência (potência e polinomial), para estes materiais, apresentaram ajustes parecidos e melhores do que aquele observado para a função linear.

Figura 5.1 - Força crítica (F_c), requerida para produzir os fragmentos, em função da distância (d_a) entre o indentador e a aresta das coroas confeccionadas pela técnica *Cad-On*, e funções correspondentes às linhas de tendência apresentadas com seus respectivos R^2

Figura 5.2 - Força crítica (F_c), requerida para produzir os fragmentos, em função da distância (d_a) entre o indentador e a aresta das coroas confeccionadas pela técnica injetada, e funções correspondentes às linhas de tendência apresentadas com seus respectivos R^2

Figura 5.3 - Força crítica (F_c), requerida para produzir os fragmentos, em função da distância (d_a) entre o indentador e a aresta das coroas confeccionadas pela técnica *Rapid Layer*, e funções correspondentes às linhas de tendência apresentadas com seus respectivos R^2

A tabela 5.1 apresenta os valores de resistência de aresta correspondentes a 0,5 mm de distância da aresta ($S_{e/0,5mm}$), calculados para cada uma das linhas de tendência (linear, potência e polinomial) para todos os grupos de materiais analisados neste estudo em função do processamento. Nessa tabela, podemos observar que, para essa determinada distância, os maiores valores de $S_{e/0,5mm}$ obtidos foram para as coroas com infraestrutura de zircônia recobertas com a vitrocerâmica de dissilicato de lítio pela técnica *Cad-On*, seguidos dos obtidos das coroas da técnica injetada, os quais foram seguidos pelos valores obtidos pelas coroas da técnica *Rapid Layer*. Os valores obtidos pela função linear foram os mais baixos em relação às outras duas funções, exceto para o processamento *Rapid Layer*, no qual a função potência resultou no valor mais baixo.

Tabela 5.1 – Resistência de aresta na distância de 0,5 mm ($S_{e/0,5mm}$), em Newtons, em função do tipo de função ajustada sobre os dados do gráfico versus Força crítica (Figuras 5.1 a 5.3). Os gráficos de referência onde os ajustes foram realizados estão apresentados na coluna da direita para que o leitor possa visualizar as funções

Processamento	Função Ajustada			Gráfico de Referência
	Linear	Potência	Polinomial	
Injetado	232.2	260.0	254.9	Figura 5.3
<i>Rapid Layer</i>	178.3	168.4	210.1	Figura 5.4
<i>Cad-on</i>	264.3	477.0	300.0	Figura 5.5

Os valores do parâmetro R_{ea} de resistência ao lascamento são obtidos pela média da razão F/d , sendo que F é a força requerida para ocasionar o lascamento e d é a distância do lascamento até a aresta escolhida. Na tabela 5.2, os valores estão apresentados em relação aos materiais/processamentos testados. O material que teve melhor desempenho no teste foi o E.max CAD, com valor de R_{ea} de 563,6 N/mm, no entanto, seu valor de R_{ea} foi estatisticamente semelhante ao apresentado pelo material injetado (E.max Zirpress, 491,2 N/mm). A porcelana feldspática (Vita Mark II) processada por meio da técnica *Rapid Layer* obteve o pior desempenho com relação a esse parâmetro, pois obteve R_{ea} de 374,1 N/mm, o qual foi significativamente menor em comparação dos valores obtidos pelos outros dois grupos experimentais.

Tabela 5.2 – Resistência ao lascamento apresentado pelo parâmetro R_{ea} , obtido pela média de todas as razões F/mm em função do material testado, o desvio padrão (DP) e o coeficiente de variação dos valores. Valores de R_{ea} seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes.

Processamento	Faixa de distância, d (mm)	n	Resistencia ao lascamento, R_{ea} (N/mm)	DP	Coeficiente de variação
E.max Zirpress	0,3-1,0	24	491,2 ^a	151,9	31%
E.max CAD	0,5-1,6	23	563,6 ^a	189,8	34%
VM II	0,4-1,3	21	374,1 ^b	107,4	29%

5.3 Tenacidade à fratura

Os valores de tenacidade à fratura obtidos para os materiais estudados estão representados pela tabela 5.3. O valor obtido pela técnica *Rapid Layer* foi o maior valor apresentado dentre os 3 materiais, seguidos da técnica *Cad-On* e depois pela técnica injetada. No entanto, os valores obtidos pelas técnicas *Cad-On* e *Rapid Layer* se apresentaram estatisticamente semelhantes entre si e significativamente superiores ao valor apresentado pelo material E.max Zirpress da técnica injetada.

Tabela 5.3 - Tenacidade à fratura dos materiais estudados com seus respectivos desvios-padrões (DP)

Material	n	Tenacidade à fratura (MPa/m ²)	DP
E.max Zirpress	60	0,60 ^b	0,1
E.max CAD	60	1,36 ^a	0,5
VM II	60	1,43 ^a	0,3

5.4 Dureza

O comportamento dos materiais testados em relação à dureza está representado na tabela 5.4. Com relação a essa propriedade, o material Vita Mark II obteve maior dureza do que os outros dois materiais, com média de 8,3 GPa. Ambos os materiais E.max CAD e Zirpress apresentaram valores de 7,1, não apresentando assim diferença estatística entre eles.

Tabela 5.4 – Dureza Vickers obtida para os materiais estudados com seu respectivo desvio padrão (DP)

Processamento	n	Dureza Vickers (GPa)	DP
E.max Zirpress	60	7,1 ^b	1,7
E.max CAD	60	8,3 ^a	1,7
VM II	60	7,1 ^b	1,8

6 DISCUSSÃO

Com base nos resultados apresentados neste trabalho, podemos observar que o material com melhor ajuste de R^2 com relação às três funções ajustadas foi aquele usado na *técnica Rapid Layer*. Um trabalho semelhante realizado pelo nosso grupo de pesquisa avaliou os mesmos materiais em relação a esse parâmetro, porém com espécimes em formato de barras. Neste estudo, foi constatado um menor valor de R^2 para a curva correspondente à função linear para todos os materiais testados, o que não ocorreu no presente estudo pois, como já reportado, na *técnica Rapid Layer*, a linha de tendência da função linear apresentou valor intermediário em relação às duas outras funções. Essa diferença observada entre os dois estudos pode ser explicada pela geometria dos espécimes, que foi distinta em cada um desses trabalhos. No presente trabalho, foram utilizados espécimes em formato de coroas e, devido à sua anatomia complexa e topografia mais acidentada, a confecção e a execução dos testes são mais delicadas.

A angulação das coroas no momento do teste de lascamento de aresta também adiciona uma dificuldade ao procedimento, pois a anatomia das cúspides faz com que a ponta do indentador tenha um grau de liberdade limitado para encontrar uma posição ideal para a realização do teste sem encostar nas cúspides da face oposta. Além disso, o trabalho anterior utilizou indentador do tipo Vickers, que é diferente do usado no presente trabalho (cônico de 120°). Já foi reportado por alguns estudos que há diferença no comportamento dos resultados obtidos no teste de lascamento de aresta para diferentes tipos de indentadores (39–41).

A vitrocerâmica de dissilicato de lítio E.max CAD encontra-se bastante consolidada na literatura odontológica, porém a vitrocerâmica de fusão (IPS e.max CAD Crystall/Connect) utilizada no sistema Cad-On foi inserida no mercado odontológico recentemente e, por este motivo, vem recebendo maior atenção de pesquisadores nos últimos anos (45,46). No presente estudo, a *técnica Cad-On*, que utiliza o E.max CAD, apresentou maior valor de R_{ea} . Esse resultado era de certa forma esperado por causa da maior resistência mecânica desse material em relação aos outros materiais testados (29,47,48). O

crescimento controlado dos cristais na matriz vítrea desse material somada ao entrelaçamento dos cristais acabam proporcionando essas melhores propriedades mecânicas principalmente em relação às porcelanas feldspáticas (49). De fato, um estudo comparou espécimes confeccionados pela técnica *Cad-On* com espécimes monolíticos e observou um comportamento mecânico semelhante para os dois grupos, o que indica que a técnica *Cad-on* é capaz de gerar uma restauração multicamadas com boa homogeneidade (50). Em um outro estudo, foi reportado que as falhas ocorridas em próteses utilizando esse sistema ocorreram após a aplicação de uma carga maior do que aquela usualmente gerada na cavidade bucal. Além disso, o estudo citado reportou que a maioria dos lascamentos ocorreu somente na cerâmica de recobrimento e que poucos casos envolveram a vitrocerâmica de fusão (51). Um outro estudo comparou a resistência à fratura de copings de Y-TZP cimentadas à cerâmica de recobrimento de dissilicato de lítio (E.max CAD) com a técnica *Cad-On*, na qual esses dois mesmos materiais foram unidos pela vitrocerâmica de fusão, e observou melhores resultados para essa técnica (45).

Ainda com relação ao R_{ea} , o material E.max Zirpress, que é uma vitrocerâmica de fluorapatita e leucita usada na técnica injetada, apresentou valores intermediários, os quais foram menores numericamente do que aqueles obtidos pela técnica *Cad-On* e superiores aos valores obtidos pela técnica *Rapid Layer*. Entretanto, o valor obtido para Zirpress foi estatisticamente semelhante àquele obtido por meio da técnica *Cad-on*. Esse achado foi de certa forma inesperado, pois sabe-se que o material Emax tem propriedades mecânicas superiores às do material Zirpress. O bom desempenho do material Zirpress deve estar relacionado ao processamento por injeção, que proporciona uma distribuição mais homogênea das partículas de segunda fase no material e também elimina significativamente a sua porosidade (52,53). Outro fator que pode ter contribuído para o bom desempenho mecânico do Zirpress é o ciclo térmico de sinterização que pode ter gerado tensões favoráveis de compressão na área da indentação, fazendo com que fosse necessária uma carga mais alta para causar o lascamento naquela região.

A microestrutura da porcelana feldspática Vita Mark II, utilizada na técnica *Rapid Layer*, é constituída principalmente de matriz vítrea e cristais de leucita

distribuídos ao longo dessa matriz (54). Dessa forma, seria esperado um pior desempenho mecânico para esse material em relação à vitrocerâmica, como foi observado pelo valor de R_{ea} obtidos. Entretanto, é importante considerar que esse material é uma porcelana com propriedades otimizadas pois é produzida de forma controlada pela indústria de modo a evitar as porosidades normalmente vistas em porcelanas produzidas por técnicas de estratificação com uso de pincéis. No entanto, os resultados desse trabalho mostraram que esse processamento industrializado do bloco não foi suficiente para garantir uma resistência ao lascamento melhor do que aquela obtida para os outros dois grupos.

A tabela 6 mostrou que os coeficientes de variação encontrados nos resultados foram relativamente altos (ao redor de 30%). Esse fato está provavelmente relacionado às dificuldades encontradas durante o teste de lascamento de aresta em espécimes com formato de coroa. A superfície bastante lisa somada ao fato do indentador ter bordas muito afiadas (cônico de 120°) dificultou a padronização das distâncias utilizadas para a aplicação da carga no momento do teste. Além disso, foi observada uma diferença de valores de R_{ea} entre as cúspides testadas, o que aumenta a variabilidade dos resultados. No entanto, mesmo sendo maior do que o desejado, os coeficientes de variação foram semelhantes para os três materiais, mostrando que o espalhamento dos dados obtidos no teste não foi dependente dos materiais avaliados.

O primeiro molar inferior utilizado nesse estudo é reportado em alguns estudos como o dente que apresenta maior incidência de fratura dentre os dentes inferiores (55,56). Com relação a esse dente, dentre as cúspides vestibulares, a cúspide reportada como a mais susceptível à fratura é a cúspide MV, o que está em acordo com os resultados desse estudo, uma vez que a cúspide MV foi a que fraturou com menores cargas. Esses estudos ainda reportam que as cúspides nas quais mais ocorrem fraturas nos molares inferiores são as linguais, que são as cúspides não funcionais. Infelizmente, devido às dificuldades encontradas no momento do teste de lascamento em relação à angulação das coroas, não foi possível a realização do teste de lascamento nas cúspides linguais neste trabalho. Uma nova metodologia será desenvolvida no futuro para possibilitar a avaliação das cúspides linguais para uma possível comparação entre todas as cúspides do mesmo dente.

No trabalho prévio realizado por nosso grupo utilizando barras, os valores obtidos de dureza e tenacidade à fratura foram superiores aos obtidos nesse estudo. Isso aconteceu provavelmente por causa das diferenças nas metodologias utilizadas para a confecção dos espécimes nos dois estudos. No estudo prévio, as barras foram seccionadas em uma cortadeira de precisão, para que fosse obtida uma superfície plana e com espessura homogênea. Já nas coroas do presente estudo, os espécimes foram confeccionados de forma distinta de acordo com cada processamento, de modo que se pudessem obter resultados que fossem mais próximos do comportamento clínico dos materiais. No caso das coroas, a superfície plana foi criada especialmente para a indentação no microdurômetro, teste a partir do qual foram calculados os valores de dureza e tenacidade à fratura de cada material. A geometria da coroa é muito complexa e, como mostrado em estudo, as diversas porções da coroa acabam se comportando de maneiras distintas, o que leva a apresentar perfil de tensões residuais muito diferentes de uma barra, que possui uma homogeneidade e controle da espessura e volume ao longo do espécime (57,58).

7 CONCLUSÃO

Podemos concluir com o presente trabalho que:

- A resistência de lascamento de aresta pode variar de acordo como processamento utilizado para as coroas totalmente cerâmicas com infraestrutura de Y-TZP, sendo que o processamento Rapid Layer resultou em resistência ao lascamento inferior em comparação com os outros dois sistemas utilizados.
- A tenacidade à fratura e a dureza também foram afetadas pelo material/processamento utilizados no estudo.

REFERÊNCIAS¹

1. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010 Aug;37(8):641–52.
2. Heuer AH, Lange FF, Swain M V, Evans AG. Transformation Toughening: An Overview. *J Am Ceram Soc* [Internet]. 1986 Mar 1;69(3):i–iv. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1986.tb07400.x>
3. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* [Internet]. 1989 Jan 1;23(1):45–61. Available from: <https://doi.org/10.1002/jbm.820230105>
4. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*. 1992 Aug;68(2):322–6.
5. Lohbauer U, Scherrer SS, Della Bona A, Tholey M, van Noort R, Vichi A, et al. ADM guidance-Ceramics: all-ceramic multilayer interfaces in dentistry. *Dent Mater*. 2017 Jun;33(6):585–98.
6. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):493–502.
7. 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 Jun;31(6):603–23.
8. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006 Oct;96(4):237–44.
9. 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 Dec;41(12):1164–74.

¹ De acordo com estilo Vancouver

10. Teichmann M, Wienert AL, Rückbeil M, Weber V, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-year survival and chipping rates and clinical quality grading of zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2018;22(8):2905–15. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2378-1>
11. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 1:184–98.
12. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* [Internet]. 2009 Jun 1 [cited 2018 Apr 19];5(5):1668–77. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706109000026?via%3Dihub>
13. Paula VG, Lorenzoni FC, Bonfante EA, Silva NRFA, Thompson VP, Bonfante G. Slow cooling protocol improves fatigue life of zirconia crowns. *Dent Mater* [Internet]. 2015;31(2):77–87. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564114006381>
14. Tholey MJ, Swain M V, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater*. 2011 Nov;27(11):1102–10.
15. Tholey MJ, Berthold C, Swain M V, Thiel N. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dent Mater*. 2010 Jun;26(6):545–52.
16. Mainjot AK, Douillard T, Gremillard L, Sadoun MJ, Chevalier J. 3D-characterization of the veneer-zirconia interface using FIB nano-tomography. *Dent Mater*. 2013 Feb;29(2):157–65.
17. Silva NRFA, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res*. 2011 Jan;90(1):104–8.
18. 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 Dec;37(12):978–83.

19. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* [Internet]. 2000;28(7):529–35. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571200000300>

20. Walton TR. The up to 25-year survival and clinical performance of 2,340 high gold-based metal-ceramic single crowns. *Int J Prosthodont*. 2013;26(2):151–60.

21. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):797–819.

22. Probst L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int*. 1992 Jan;23(1):25–31.

23. Pang Z, Chughtai A, Sailer I, Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2015 Oct;31(10):1198–206.

24. Sailer I, Balmer M, Hüsler J, Hämmerle CHF, Känel S, Thoma DS. 10-year randomized trial (RCT) of zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent* [Internet]. 2018;76:32–9. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571218301325>

25. Naenni N, Bindl A, Sax C, Hämmerle C, Sailer I. A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia–ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *J Dent* [Internet]. 2015;43(11):1365–70. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571215300208>

26. López-Suárez C, Castillo-Oyagüe R, Rodríguez-Alonso V, Lynch CD, Suárez-García M-J. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *J Dent* [Internet]. 2018;73:97–104. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571218300939>

27. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2004;20(5):449–56. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564103001490>

28. Ansong R, Flinn B, Chung K-H, Mancl L, Ishibe M, Raigrodski AJ. Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2013;109(4):234–40. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391313600517>
29. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials – Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater* [Internet]. 2016;32(7):847–52. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564116000701>
30. Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H. Fracture mechanics analyses of ceramic/veneer interface under mixed-mode loading. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2014;39:119–28. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616114002124>
31. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2011;27(4):394–406. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564110004999>
32. Gonzaga CC, Yoshimura HN, Cesar PF, Miranda WG. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci Mater Med* [Internet]. 2008;20(5):1017. Available from: <https://doi.org/10.1007/s10856-008-3667-z>
33. Swain M V. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*. 2009 Jun;5(5):1668–77.
34. Al-Amleh B, Neil Waddell J, Lyons K, Swain M V. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater*. 2014 Mar;30(3):271–80.
35. Mainjot AK, Najjar A, Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ. Influence of thermal expansion mismatch on residual stress profile in veneering ceramic layered on zirconia: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater*. 2015 Sep;31(9):1142–9.
36. Peng MD, Wei JQ, Wang YN, Li Q. Microstructure and nanoindentation analyses of low-temperature aging on the zirconia-porcelain interface. *J*

Mech Behav Biomed Mater. 2017 Feb;66:119–26.

37. Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*. 2013 Mar;29(3):307–16.
38. 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* [Internet]. 2010/07/16. 2010 Nov;3(8):623–9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20826369>
39. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part I – Procedures and results. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(5):e99–111. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564114000505>
40. Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dent Mater*. 2015 Jan;31(1):26–36.
41. 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 May;30(5):e112-23.
42. Watts DC, Issa M, Ibrahim A, Wakiaga J, Al-Samadani K, Al-Azraqi M, et al. Edge strength of resin-composite margins. *Dent Mater* [Internet]. 2008;24(1):129–33. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956410700098X>
43. Zhang Y, Chai H, Lee JJ-W, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res*. 2012 Mar;91(3):311–5.
44. Tanaka CB, Ballester RY, De Souza GM, Zhang Y, Meira JBC. Influence of residual thermal stresses on the edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia structures: Experimental and FEA study. *Dent Mater* [Internet]. 2018; Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564118306523>
45. Schmitter M, Schweiger M, Mueller D, Rues S. Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(2):122–30. Available from:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564113004685>

46. Kanat B, Çömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Özcan M, Ali Güngör M. Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs. *J Prosthodont* [Internet]. 2014 Aug 1;23(6):445–55. Available from: <https://doi.org/10.1111/jopr.12130>

47. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* [Internet]. 2016;32(11):e275–83. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564116303712>

48. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajtó J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res* [Internet]. 2015 Oct 1;95(1):67–73. Available from: <https://doi.org/10.1177/0022034515608187>

49. Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Jun;82:355–70.

50. Basso GR, Moraes RR, Borba M, Griggs JA, Della Bona A. Flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique. *Dent Mater* [Internet]. 2015;31(12):1453–9. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564115004091>

51. Basso GR, Moraes RR, Borba M, Duan Y, Griggs JA, Bona A Della. Reliability and failure behavior of CAD-on fixed partial dentures. *Dent Mater* [Internet]. 2016;32(5):624–30. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564116000427>

52. Gonzaga CC, Okada CY, Cesar PF, Miranda WG, Yoshimura HN. Effect of processing induced particle alignment on the fracture toughness and fracture behavior of multiphase dental ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2009;25(11):1293–301. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564109002164>

53. de Araujo MD, Miranda RB de P, Fredericci C, Yoshimura HN, Cesar PF. Effect of fiber addition on slow crack growth of a dental porcelain. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Apr;44:85–95.

54. Ramos N de C, Campos TMB, Paz IS de La, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2016;32(7):870–8. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564116300124>

55. Bader JD, Martin JA, Shugars DA. Incidence rates for complete cusp fracture. *Community Dent Oral Epidemiol* [Internet]. 2001 Oct 1;29(5):346–53. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.2001.290504.x>

56. Eakle WS, Maxwell EH, Braly B V. Fractures of posterior teeth in adults. *J Am Dent Assoc*. 1986 Feb;112(2):215–8.

57. Meira JBC, 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* [Internet]. 2013;29(5):594–601. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564113000626>

58. Tanaka C, Reis BR, JIKIHARA AN, CESAR PF, Yagüe Ballester R, Meira J. Bilayered-Crown versus dilayered-disc residual thermal stress distribution: Finite Element Analysis. 2012.