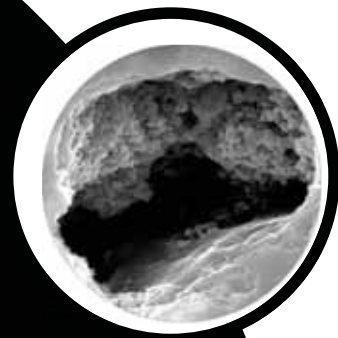
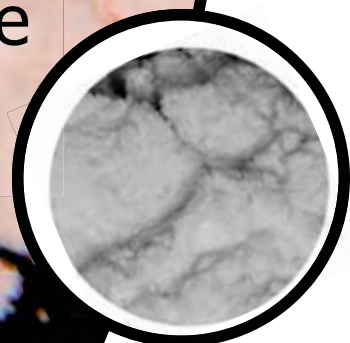
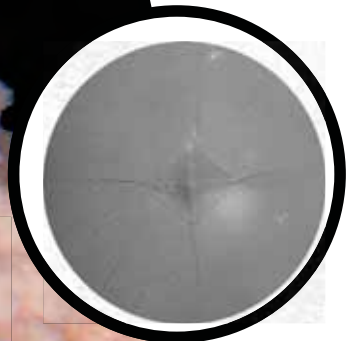


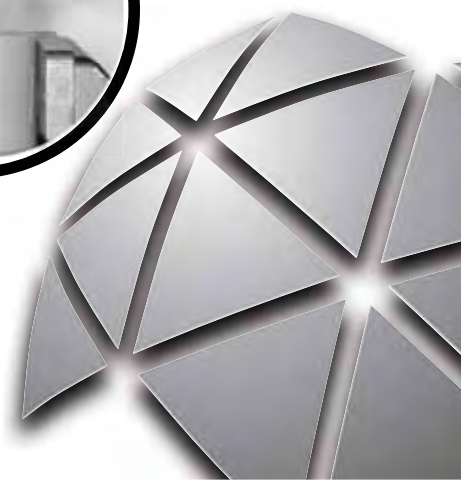
João Gustavo Rabelo Ribeiro



Tenacidade à fratura e dureza de porcelana feldspática adicionada de óxido de zircônio: efeito da concentração e da temperatura de sinterização.



**Araraquara
2009**



**UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**

JOÃO GUSTAVO RABELO RIBEIRO

**TENACIDADE À FRATURA E DUREZA DE PORCELANA
FELDSPÁTICA ADICIONADA DE ÓXIDO DE ZIRCÔNIO: EFEITO DA
CONCENTRAÇÃO E DA TEMPERATURA DE SINTERIZAÇÃO.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Reabilitação Oral – Área de Prótese, da
Faculdade de Odontologia de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista para obtenção do
título de Doutor em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz
Co-Orientador: Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla

Araraquara
2009

Ribeiro, João Gustavo Rabelo

Tenacidade à fratura e dureza de porcelana feldspática adicionada de óxido de zircônio: efeito da concentração e da temperatura de sinterização / João Gustavo Rabelo Ribeiro . – Araraquara: [s.n.], 2009.

150 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz

Co-orientador: Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla

1. Porcelana dentária 2. Materiais dentários 3. Prótese dentária

I. Título

JOÃO GUSTAVO RABELO RIBEIRO

**TENACIDADE À FRATURA E DUREZA DE PORCELANA
FELDSPÁTICA ADICIONADA DE ÓXIDO DE ZIRCÔNIO: EFEITO DA
CONCENTRAÇÃO E DA TEMPERATURA DE SINTERIZAÇÃO**

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz

2º Examinador: Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos

3º Examinador: Prof. Dr. Marcos Ribeiro Moysés

4º Examinador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

5º Examinador: Profa. Dra. Renata Gracia Fonseca

Araraquara, 23 de julho de 2009.

DADOS CURRICULARES

JOÃO GUSTAVO RABELO RIBEIRO

NASCIMENTO	14/11/1979 – Varginha-MG
FILIAÇÃO	José Fabiano Vilela Ribeiro Maria do Carmo Rabelo Ribeiro
1998-2001	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Três Corações – UNINCOR
2002-2004	Curso de Especialização em Prótese Dentária, na Faculdade de Odontologia de Três Corações – UNINCOR
2003-2005	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral (Prótese), nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
2005-2009	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral (Prótese), nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

DEDICO E AGRADEÇO

Agradeço primeiramente a DEUS, por ter me proporcionado a saúde e disposição para concluir o mestrado e o doutorado, além da constante proteção durante as longas viagens de Araraquara a Varginha e Três Corações e mais recentemente também a Bariri.

A Fê, minha esposa, pessoa mais importante em minha vida. Obrigado pelos momentos maravilhosos que passamos juntos, com certeza foram combustível para percorrer os árduos caminhos que levaram à conclusão do doutorado de uma forma mais amena. Espero que possamos passar o resto de nossas vidas juntos! TE AMO MUITO!

Aos meus Pais, Maria do Carmo e Fabiano, pela oportunidade e incentivo para realização da pós-graduação, sempre me guiando pelos caminhos certos. Obrigado também pela disponibilidade em ajudar sempre que necessário. Amo vocês!

Aos meus irmãos (Fabiano, José Carlos e Cristina), cunhados (Marciene, Eugênia e Ramon) e sobrinhos (Eveline e Marcela, Rafael e Marina, Maria Eugênia e Maria Eduarda) pela amizade, cumplicidade e momentos agradáveis. Obrigado!

À família da Fê: D. Celina, Sr. Clóvis, Maurício, Renato, Vovó Vina, Tios e Tias, Primos e Primas por me adotarem como parte da família. Obrigado pelos momentos agradáveis que passamos juntos e por todo apóio dado à nós!

Ao Caê, meu irmão e amigo, primeiro incentivador, exemplo na profissão e na carreira acadêmica. Obrigado pelos ensinamentos, pelo

apoio e pelas oportunidades. Obrigado por continuar confiando em mim. Valeu!

Ao meu grande amigo e compadre Caco. Obrigado por confiar em mim e dar a oportunidade de realizar MEU GRANDE SONHO, entrar na pós-graduação em Reabilitação Oral desta Faculdade. Obrigado pelos ensinamentos, tão válidos na clínica, na docência e na realização da monografia de especialização, da dissertação de mestrado e da tese de doutorado. Obrigado pelas inúmeras oportunidades de aplicar e aprimorar meus conhecimentos, permitindo que eu participasse de aulas da graduação, pós-graduação e cursos de curta duração. Você foi essencial em minha vida acadêmica e pessoal. Quaisquer palavras seriam poucas para expressar minha gratidão, mas mesmo assim, MUITO OBRIGADO!

Ao Professor Cruz, que não mediu esforços para que este trabalho fosse bem executado, sempre com sugestões extremamente pertinentes, fez com que eu me aprimorasse na pesquisa. Obrigado pela paciência e pela disponibilidade com que sempre me recebeu! Obrigado pelo carinho que demonstrou por mim, desde o meu ingresso no departamento, por acreditar no meu potencial e proporcionar oportunidades para aprimorá-lo por meio de inúmeras atividades didáticas.

Ao Alexandre, segundo incentivador na Odontologia, não só professor e orientador, mas amigo. Amigo que divide conhecimentos, alegrias e sofrimentos. Obrigado por todas as oportunidades dadas, desde a monitoria no 4º ano de Faculdade, passando pelos cursos de atualização e especialização, como aluno e professor. Tenho certeza que sem seu apoio não estaria onde estou. Você tem grande participação nesta conquista.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Professor Doutor, José Cláudio Martins Segalla, Diretor da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

À Professora Doutora, Andreia Affonso Barreto Montandon, Vice-diretora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

Ao Professor Doutor Carlos Eduardo Vergani, Coordenador da Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista. Obrigado pelo exemplo na pesquisa. Tenho certeza que o programa de pós-graduação desta unidade terá ainda mais conquistas durante sua coordenação.

À Professora Regina Helena Barbosa Tavares da Silva, Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

À Professora Renata Garcia Fonseca, Vice-Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

Aos Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese desta Faculdade, Ana Carolina Pero, Ana Cláudia Pavarina, Ana Lúcia Machado, Carlos Cruz, Carlos Eduardo Vergani, Cínara Camparis, Eunice Giampaolo, Francisco Guedes Alencar Jr., Francisco Mollo Jr., Gelson Adabo, Geraldo Vaz, Ivan Ribeiro de

Faria, João Arioli, José Cláudio Segalla, José Maurício Nunes Reis, Lígia Pinelli, Marco Antônio Compagnoni, Norberto Catanzaro, Regina Helena, Renata Fonseca, Sérgio Nogueira e Sérgio Russi. Obrigado por dividirem comigo seus conhecimentos e experiência, que, tenho certeza, serão indispensáveis na docência.

A Professora Regina, pelo constante apoio durante as clínicas de Prótese Fixa, pela atenção com que via e comentava as fotos tiradas nessa clínica. Pela preocupação com minha tese, sempre prestes a ajudar em todas as situações. Sua atenção me motivou para que eu procurasse fazer sempre mais, obrigado mesmo!

Ao Professor Ivan pela confiança em mim depositada para realização das cirurgias periodontais nos pacientes de seus cursos. Obrigado pela troca de experiência e por despertar em mim o interesse pela excelência estética em Reabilitação Oral.

Ao Professor João Arioli pelos conhecimentos passados na disciplina de Implantodontia do Doutorado. Você é um espelho pela sua disciplina, perseverança e conhecimento em Prótese e Implantodontia. Obrigado pelas inúmeras oportunidades para realização de casos de implantes, prótese sobre implantes e cirurgias periodontais. Você foi indispensável para minha formação.

Ao Professor Paulo Martins da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP e Paulo Fukashi do Instituto de Ensino Odontológico de Bauru, mestres que possibilitaram o aprendizado da Periodontia cirúrgica, essencial na prática da Reabilitação Oral.

Ao Professor Élcio Marcantonio Jr. e Andrés Del Barrio pela disposição com que ministraram o curso de atualização em Implantodontia. Para mim este aprendizado valeu muito!

Ao Professor Geraldo pelo apoio na realização dos ensaios mecânicos da dissertação de mestrado, trabalhos paralelos e tese de doutorado, e pela presteza em qualquer momento de necessidade.

À Professora Renata pela ajuda na elaboração de artigos científicos que serão enviados para publicação.

Ao Professor Gelson pela disposição em orientar a operação dos equipamentos do laboratório de Materiais Odontológicos, essenciais na execução e desenvolvimentos de nossas pesquisas.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Vale do Rio Verde de Três Corações – UNINCOR, na pessoa da Reitora Joana Beatriz Barros Pereira.

Aos Professores da Faculdade de Odontologia da Universidade Vale do Rio Verde de Três Corações – UNINCOR. Todos foram indispensáveis para minha formação.

Aos Professores Alexandre, Geraldo, Marcinho e Paulinho, obrigado pela cumplicidade e agradáveis momentos de convivência, por fazerem da obrigação, um prazer! Quaisquer palavras que eu colocasse aqui não seriam suficientes para expressar minha admiração por vocês!

Aos Professores do Mestrado da Faculdade de Odontologia da Universidade Vale do Rio Verde de Três Corações – UNINCOR: Alessandro, Caê, Leandro, Luciano, Marquinhos, Mônica, Natanael,

Rodrigo e Sérgio. Pelo exemplo de profissionalismo e competência mesmo com todas as dificuldades, obtendo grandes conquistas, parabéns e obrigado.

Ao Professor Marcos Ribeiro Moysés, obrigado pela paciência e confiança em mim depositados, não tenho palavras para agradecer e espero não decepcionar. Obrigado pela franqueza e honestidade com que sempre teve para comigo.

Aos Professores da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Jéferson Adão de Matos e Túlio Marcos Kalife Coelho por me convidarem constantemente para ministrar aulas nos cursos de Especialização em Campo Grande.

À Universidade de Alfenas – UNIFENAS, na pessoa do coordenador da Odontologia do Campus Varginha, Professor Sartori, que me acolheu de braços abertos em sua Universidade. Espero corresponder às expectativas.

Aos Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese desta Faculdade, Adelaide, Adelaidinha, Ângela, Dulce, Inês, José Carlinhos, Júnior, Malú, Manoel, Martinha, Maria Lúcia, Mirian e Silvinha, pela amizade sincera e convivência harmoniosa.

Ao Manoel, meu amigo, pelos ensinamentos, troca de experiências na prótese laboratorial e principalmente pelo convívio agradável no trabalho e lazer.

A Martinha e Silvinha pela amizade e apoio dados a mim nesses mais de 6 anos de UNESP, obrigado! Vocês foram como mães para mim aqui em Araraquara! Adoro vocês!

Aos Funcionários da Seção de Pós-Graduação desta Faculdade, José Alexandre, Mara, Rosângela e Flávia pela constante disponibilidade e amor com que realizam seu trabalho.

Aos Funcionários da Biblioteca, desta Faculdade, Adriano, Cidinha, Ceres, Cristina, Eliane, Inês, Maria Helena, Maria José, Marley, D. Odete, Sandra e Silvia, pela ajuda na pesquisa bibliográfica, ficha catalográfica e referências dessa dissertação, além da dedicação constante ao trabalho.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

Aos colegas da Pós-Graduação em Reabilitação Oral desta Faculdade em especial, Adriana Beloti, Alejandro, Alessandro, André, Antônio, Eduardo, Ewerton, Fabiana, Fabiano, Filipe, Hércules, Isabella, José Maurício, Juliana, Juliano Pierri, Julie, Karin, Karina, Laiza, Luciano, Luciano Pedrin, Luiz Eduardo, Marcelo, Mariana, Matheus, Max, Michael, Nara, Paula, Polyanna, Raphael, Roberta, Sabrina, Sicknam, Túlio, Vanessa, Weber, pelos duros momentos de estudo, pelas oportunidades de aprendizado, principalmente na arte da docência, obrigado pela força dada durante todos estes anos!

Ao José Mauricio, Zeca, Matheus e Lú Pedrin, vocês são pessoas fantásticas, tenho muito orgulho de estar com vocês nessa fase tão importante de nossas vidas! Sei que perderemos um pouco o contato, mas tenho certeza, a amizade continuará a mesma! Obrigado por toda ajuda, sempre sem interesses... Vou sentir falta de vocês!

Aos colegas de república: Caco, Lú Pedrin e Murilo, obrigado pelos momentos agradáveis que vivemos. Formamos uma família em Araraquara! Não esquecerei esses anos de convivência!

Ao Vitinho, meu amigo, pessoa extremamente crítica, que certamente teve responsabilidade especial em minha formação. Sempre com uma crítica construtiva, conseguia ver sempre uma possibilidade de melhoria em cada aula ou trabalho. Seu exemplo de persistência deveria ser seguido por todos! Parabéns pela conquista da vaga de Professor na UNIFAL! Seja bem vindo à Minas e muito obrigado!

Aos colegas da Pós-Graduação, desta Faculdade, em especial a Andrés, Beatriz, Gabriela, Juliana Moraes, Juliana Rico, Rafinha e Rafael (Pério), Cris (Orto), Adriano, Carol, Darlon, Hugo, Hugo Alvin, Martin, Neto, Renato e Vitor Gustavo, Kina, Claudinha (Dentística), Érica, Fabíola, Murilo, Pedro (Pediatria), Fernando, Gustavo e Érica (Endo), Adriano, Guilherme, Igor, Joãozinho e Leandro (Cirurgia) pela troca de experiência nos estudos e convívio sempre agradável nos momentos de lazer.

Aos alunos de graduação desta Faculdade, sempre dispostos a ouvir e acatar nossas orientações.

Ao aluno de doutorado em Reabilitação Oral Juliano Pierri pela presteza em dividir seus conhecimentos em Engenharia de Materiais e pelas sugestões, sempre pertinentes, feitas durante o desenvolvimento desta tese.

Aos ex-alunos de iniciação científica Felipe de Oliveira Abi-Rached e Fábio Augusto da Silva Porcel pelo auxílio na execução e desenvolvimento da metodologia utilizada neste trabalho.

Aos alunos do curso de Mestrado em Clínica Odontológica da Universidade Vale do Rio Verde de Três Corações – UNINCOR pela ajuda no desenvolvimento e execução de vários trabalhos científicos.

A todos os pacientes obrigado pela paciência e confiança! Vocês proporcionaram aquisição de muitos conhecimentos e do material didático necessário para prática docente.

Aos amigos, pela compreensão da ausência necessária e pela amizade que não muda mesmo sem nos vermos constantemente, tenho certeza que posso contar com todos vocês sempre. E contem comigo, obrigado!

Aos amigos Bia, João, Flávio e Lú, pela amizade sincera. Obrigado por ajudarem a Fê e eu, sempre nos chamando para participar dos casos clínicos de seus consultórios. Vocês são pessoas muito queridas, contem com a gente sempre que precisarem!

Ao Paulinho, agora funcionário da Faepo, por toda a ajuda desde a época do estágio e amizade sincera, obrigado! Parabéns pela sua conquista, fiquei muito feliz, você merece!

A família do Caco, Ana Cristina, José Antônio e Mariana pelo carinho com que me receberam todas as vezes que fui até Bauru.

A família do Fabiano, D. Joana, D. Djanira, Betinho, Daniela, Lúcia, Wellington, Pedrinho e Tatá, pelo convívio em família.

Ao laboratório de Microscopia da UFSCar nas pessoas de Helena e Diego, pela execução da análise microscópica utilizada na tese.

A Capes, pela concessão de bolsa de estudo, muito útil para realização deste trabalho.

Enfim, a todas as pessoas que direta ou indiretamente ajudaram para que este SONHO se realizasse.

SUMÁRIO

Resumo.....	17
Abstract.....	19
INTRODUÇÃO.....	21
REVISÃO DA LITERATURA.....	28
PROPOSIÇÃO.....	82
MATERIAL E MÉTODO.....	84
RESULTADO.....	95
DISCUSSÃO.....	117
CONCLUSÃO.....	126
REFERÊNCIAS.....	129
APÊNDICES.....	142

Cerâmica Pura

Resumo

Ribeiro JGR. Avaliação da tenacidade à fratura e da dureza de uma porcelana feldspática adicionada de óxido zircônio: efeito da concentração e da temperatura de sinterização [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

Resumo:

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da adição de óxido de zircônio, em diferentes concentrações e temperaturas de sinterização, na tenacidade à fratura (K_{IC}) e na dureza Vickers (HV) da porcelana feldspática Duceragold. Foram confeccionados discos cerâmicos (9,0 x 3,0mm; n=10) para os grupos: (G1) Duceragold sem adição de ZrO_2 , (G2) Duceragold adicionada de 1% de ZrO_2 , (G3) 2% de ZrO_2 , (G4) 3% de ZrO_2 , (G5) 4% de ZrO_2 , (G6) 5% de ZrO_2 , (G7) 6% de ZrO_2 e (G8) 7% de ZrO_2 , sinterizados a: (a) 800 °C, (b) 850 °C, (c) 900 °C, (d) 950 °C e (e) 1000 °C, totalizando 400 corpos-de-prova. Após a sinterização, em forno Alumini Press, procedeu-se sua inclusão e polimento até lixa 1500 em politriz. A HV foi mensurada em durômetro Buehler, com carga de 9,8 N, por 20 segundos; as imagens obtidas foram capturadas por meio de câmera JVC e os cálculos de K_{IC} , executados com auxílio do software Laica. Para observação da superfície das amostras, foram realizadas fotomicrografias por MEV. Os resultados de K_{IC} e HV foram submetidos a ANOVA e teste de Tukey ($p \leq 0,05$). Observou-se que, independentemente da temperatura de sinterização, o aumento da concentração de óxido de zircônio, aumenta o K_{IC} , todavia, a partir de 6%, a HV diminui; independentemente da concentração, o aumento da temperatura de sinterização proporciona aumento dos valores de HV, contudo, temperaturas de 950°C e 1000°C diminuem o K_{IC} ; com o aumento da concentração de óxido de zircônio e da temperatura de sinterização, aumentam o número de poros tanto na fase vítrea da porcelana, quanto na fase dispersa de zircônia. Considerando as propriedades estudadas e a caracterização da superfície, pode-se observar que as amostras com adição de até 4% de óxido de zircônio à porcelana feldspática Duceragold, sinterizadas em temperaturas de até 900°C apresentam-se como as mais promissoras.

Palavras-chave: Porcelana dentária; materiais dentários; prótese dentária.

Cerâmica Pura

Abstract

Ribeiro JGR. Evaluation of the fracture toughness and the hardness of feldspathic porcelain added zirconium oxide: effect of concentration and temperature of sintering [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

Abstract:

The objective of this study was to evaluate the effect of adding zirconium oxide at different concentrations and temperatures of sintering, on the fracture toughness (K_{IC}) and Vickers hardness (HV) of feldspathic porcelain Duceragold. Ceramic discs were prepared (9.0 x 3.0 mm, n = 10) for the groups: (G1) Duceragold without the addition of ZrO_2 , (G2) Duceragold added 1% of ZrO_2 , (G3) 2% of ZrO_2 , (G4) 3% of ZrO_2 , (G5) 4% of ZrO_2 , (G6) 5% of ZrO_2 , (G7) 6% of ZrO_2 and (G8) 7% of ZrO_2 , sintered at: (a) 800 °C, (b) 850 °C, (c) 900 °C, (d) 950 °C and (e) 1000 °C, totaling 400 specimens of the samples. After sintering at Alumini Press furnace, inclusion and polishing by sandpaper polishing (# 1500) were proceeded. The HV was measured in a Buelher durometer, with a load of 9.8 N for 20 seconds, the images were captured using a JVC camera and calculation of K_{IC} , performed with the aid of software Laica. To observe the surface of the samples were performed by SEM photomicrographs. The results of K_{IC} and HV were submitted to ANOVA and Tukey's test ($p \leq 0.05$). It was observed that regardless of sintering temperature, the concentration of zirconium oxide, increases the K_{IC} , however, from 6%, HV decreases; regardless of the concentration, the increase of sintering temperature gives increased HV values, however, temperatures of 950 °C and 1000 °C decrease the K_{IC} ; with increasing concentration of zirconium oxide and sintering temperature, increase the number of pores in the vitreous and dispersed phase of zirconia. Considering the studied properties and characterization of the surface can be observed that the samples with the addition of up to 4% zirconium oxide in Duceragold feldspathic porcelain, sintered at temperatures up to 900 °C are presented as the most promising.

Keywords: dental porcelain, dental materials, dental prosthesis

Cerâmica Pura

Introdução

1 INTRODUÇÃO

O emprego das cerâmicas em Odontologia reporta ao século XVIII, quando Alexis Duchateau, buscando melhoria estética na confecção de próteses bucais, substituiu dentes de animais por dentes artificiais de porcelana. Em 1839, John Murphy obteve a primeira restauração em porcelana feldspática pura, desenvolvendo a técnica da lâmina de platina, porém, com graves problemas de resistência à fratura e considerável desajuste cervical. A aceitação mundial das próteses com cerâmica só foi obtida no início da década de 1960, com a introdução dos sistemas de porcelana sobre metal^{4,17,70}.

As restaurações metalocerâmicas apresentam, como principais vantagens, adequada adaptação marginal e elevada resistência à fratura, porém, o metal bloqueia a transmissão da luz, resultando em índices de refração e reflexão diferentes daqueles proporcionados pelos dentes naturais e, conseqüentemente, maior ocorrência de margens escurecidas. Além disso, existe a possibilidade de sensibilidade alérgica, apresentada por alguns pacientes, a determinadas ligas metálicas. Assim, a utilização de restaurações totalmente cerâmicas tem se constituído na principal alternativa de tratamento para reconstrução indireta das estruturas dentárias perdidas e este fato, particularmente, tem estimulado o desenvolvimento de novos sistemas cerâmicos. O objetivo final é permitir

a confecção de trabalhos relativamente mais estéticos, com elevada resistência mecânica, de maneira semelhante à obtida com os sistemas metalocerâmicos^{4,19,21,40}.

No início do século XX, reforçadas por óxido de alumínio, as coroas puras de porcelana feldspática começaram a ser reutilizadas, principalmente, em regiões anteriores⁴¹. Com a evolução dos sistemas adesivos e dos cimentos resinosos, foi possível melhorar ainda mais o desempenho mecânico das restaurações estéticas em porcelana pura, o que estimulou o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos e de novas técnicas para processá-los^{19,21}.

Nas duas últimas décadas, diversas cerâmicas surgiram no mercado odontológico, reforçados por meio de novas formulações e pela adição ou precipitação de maior quantidade de fase cristalina^{2,41}. Novas técnicas laboratoriais também possibilitaram a obtenção de restaurações com maior resistência mecânica e melhor grau de adaptação^{5,68,71}. Contudo, a considerável variedade de sistemas cerâmicos têm causado algum grau de confusão, uma vez que composição e técnica de processamento se misturam na identificação e classificação destes materiais.

Comercialmente, o desenvolvimento dos materiais restauradores totalmente cerâmicos teve como marco, em 1968, o lançamento da porcelana Dicor-Dentsply, feldspática e reforçada por cristais de fluormica tetrasilica ($K_2Mg_5SiO_2F_4$). Este material, com resistência à flexão variando

entre 127 MPa e 239 MPa e tenacidade à fratura de 1,50 à 2,10 MPa.m^{1/2}^{12,35,45,55,62,63}, apresentou também novo modo de processamento, em que a massa cerâmica é aquecida em forno, até atingir estágio plastificado, sendo, então, por força centrífuga, injetada dentro de um molde de revestimento, obtido pela técnica da cera perdida. Segundo Rocha⁵⁶ em 1997, essa técnica de obtenção de restaurações estéticas indiretas trouxe, ainda, como vantagem adicional, melhor adaptação marginal.

Em 1989, segundo Magne, Belser³⁸, foi comercializado o sistema In-Ceram (Vita), processado pela técnica de dupla sinterização (slip casting). Nesta técnica, é confeccionada, na primeira cocção, uma infra-estrutura de óxido de alumínio, sobre um troquel de revestimento. Esta infra-estrutura, depois de sinterizada, recebe a cobertura de uma mistura de pó de óxido de lantânio com água destilada, proporcionando, após a difusão decorrente da segunda cocção, resistência à flexão e tenacidade à fratura ao redor de 430 MPa e 4,50 MPa.m^{1/2} respectivamente. Completam o produto, copings com a adição de óxido de magnésio (In-Ceram Spinel), mais estéticos, porém com resistência à flexão e tenacidade à fratura inferiores, ao redor de 280 MPa e 1,79 MPa.m^{1/2} respectivamente, e de zircônio (In-Ceram Zirconia), menos estéticos e mais resistentes, indicados para infra-estruturas de prótese parcial fixa, com resistência à flexão por volta de 630 MPa e tenacidade à fratura de 5,45^{5,26,34,36,38,68,71,72}.

Em 1991, Wohlrwend desenvolveu a dispersão de cristais de leucita, como reforço para a porcelana feldspática^{19,21}. Este material, denominado comercialmente IPS Empress, possui resistência à flexão comparável à das porcelanas reforçadas por alumina, com média de 130 MPa e tenacidade à fratura de $1,70 \text{ MPa.m}^{1/2}$ ^{13,14,25,40,48,49,69,71,77}. É fornecido sob a forma de pequenas pastilhas, que também são processadas por injeção, sob pressão a vácuo, em moldes obtidos pela técnica da cera perdida. Para Dong et al.²⁴, 1992, a injeção não é apenas um método de processamento responsável em definir melhor forma, contorno e adaptação das restaurações, mas também uma técnica capaz de influenciar a resistência mecânica do material, reduzindo sua porosidade.

Em 1998, a cerâmica IPS-Empress 2 (Ivoclar), reforçada por cristais de dissilicato de lítio, foi comercializada para a confecção de infra-estruturas de prótese parcial fixa. Este material, também processado por injeção, em moldes de revestimento obtidos pela técnica da cera perdida, apresenta resistência à flexão e tenacidade à fratura ao redor de 400 MPa e $2,80 \text{ MPa.m}^{1/2}$ ^{15,33,50}.

Desenvolvido igualmente a partir dadécada de 1990, as cerâmicas do sistema Procera, com resistência à flexão superior a 600 MPa^{71,73,77} e tenacidade à fratura de $4,48 \text{ MPa.m}^{1/2}$ ⁷¹, também utiliza a sinterização do pó de óxido de alumínio (99,8%, aproximadamente), porém, associada à

técnica CAD-CAM, com escaneamento por contato de preparos dentais e processamento da infra-estrutura totalmente controlados por computador.

Os sistemas cerâmicos reforçados, ainda em franca evolução, empregam, atualmente, a tecnologia CAD-CAM para a usinagem de blocos, pré-sinterizados ou não (Cerec III, Celay, Cercon, E-max, Lava, entre outros), resultando na confecção de facetas, inlays/onlays, coroas totais e infra-estruturas estéticas e com maior resistência mecânica e melhor adaptação^{7,21,33,42,44,76}. Apresentam, entretanto, custo bastante elevado e, a cada lançamento, sofisticado equipamento laboratorial.

Reforços como leucita, fluormicatetrasilica, dissilicato de lítio, óxido de magnésio e óxido de alumínio vêm sendo sistematicamente utilizados, com o objetivo de melhorar a resistência mecânica das cerâmicas odontológicas, todavia, o óxido de zircônio, utilizado para formar sistemas cerâmicos de alta resistência, puro ou como inclusão, tem se mostrado superior¹⁹. Diante deste quadro, poderia ser utilizado na obtenção de restaurações estéticas mais resistentes, sem depender de equipamentos especiais.

Muitos testes mecânicos são descritos na literatura com a finalidade de medir a resistência das cerâmicas, mas o método de indentação permite a verificação, no mesmo ensaio, da dureza, que mede a habilidade do material em resistir à deformação plástica¹; e da tenacidade à fratura, sendo um dos testes in vitro que mais se correlacionam com o desempenho clínico das restaurações cerâmicas,

pois o modo de fratura que ocorre nos testes é bastante semelhante ao observado nas restaurações in vivo^{64,67}.

Cerâmica Pura

**Revisão da
Literatura**

2 REVISÃO DA LITERATURA

Os primeiros autores a realizarem uma técnica para reforço de cerâmicas dentais foram McLean, Hughes⁴¹ em 1965. Eles desenvolveram o método de dispersão do estresse pela incorporação de compostos cristalinos dentro da matriz vítrea de uma porcelana. O sistema utilizava um material base contendo uma alta proporção de partículas de óxido de alumínio dentro de uma matriz vítrea feldspática.

Anstis et al.³, no ano de 1981, realizaram uma avaliação crítica de mensurações da tenacidade à fratura, sendo a primeira parte desse estudo dedicada ao método de fratura por indentação. Os autores desenvolveram uma teoria de base para chegar à fórmula utilizada na mensuração da tenacidade à fratura:

$$K_{Ic} = 0,016 (E/H)^{1/2} \cdot (P/c^{3/2})$$

onde: E = módulo de elasticidade (GPa)

H = dureza Vickers (GPa)

P = Carga aplicada (N)

c = tamanho da trinca, desde o centro da indentação (m)

Foram utilizadas 15 cerâmicas, inclusive o óxido de zircônio, que tiveram os valores de tenacidade à fratura obtidos pelo método de fratura por indentação comparados com os valores de tenacidade à fratura já descritos na literatura. Segundo os autores, os valores obtidos pela metodologia de

fratura por indentação têm precisão de 30% a 40% quando comparada com valores de tenacidade à fratura previamente descritos na literatura. Esta metodologia tem grandes vantagens em relação à simplicidade de técnica e economia de material e apesar de apresentar menor precisão, pode ser utilizada de forma comparativa. Ressaltaram ainda a necessidade de polimento para microscopia óptica e de se atingir relação ($c \geq 2a$), ou seja, o tamanho da trinca deve ser igual ou maior que o dobro da metade da indentação Vickers.

Morena et al.⁴³, no ano de 1986, avaliaram a tenacidade à fratura pelo método de indentação de duas porcelanas: feldspática e feldspática aluminizada. Para isso confeccionaram discos medindo 10mm de diâmetro por 5mm de espessura, com 11 porcelanas comerciais processadas de acordo com as recomendações do fabricante. Após a sinterização, cada disco foi dividido ao meio e incluídos em resina acrílica para receber polimento até pasta diamantada com granulometria de 1 μ m. As indentações foram realizadas em microdurômetro Vickers, com carga de 4,9 N, e as medidas, 2 a 4 horas após a indentação, em microscópio óptico para as porcelanas feldspáticas e em microscópio eletrônico para as aluminizadas, método este, eficaz para visualização das trincas que se apresentam bastante pequenas. O módulo de elasticidade utilizado foi o de 66,7 GPa para porcelanas feldspáticas e de 110 GPa para feldspáticas aluminizadas. A fórmula utilizada foi:

$$K_{Ic}/H_a^{0.5} (H/E\varphi)^{0.4} = 0,055 \log(8,4 a/c)$$

onde: φ = constante (~ 3)

a = metade da diagonal da indentação

H = dureza vickers em GPa ($0,46 P/a^2$)

E = módulo de elasticidade

P = carga de indentação

Os valores variaram de $0,9 \text{ MPa.m}^{1/2}$ a $1,06 \text{ MPa.m}^{1/2}$ para as porcelanas feldspáticas e de $1,48 \text{ MPa.m}^{1/2}$ a $1,56 \text{ MPa.m}^{1/2}$ para as porcelanas feldspáticas aluminizadas. Foi aplicado o teste de Tukey para determinar as diferenças estatísticas ($p = 0,05$), tendo os autores concluído que a tenacidade à fratura das porcelanas aluminizadas é estatisticamente maior em relação à das porcelanas feldspáticas.

Rosenstiel, Porter⁵³, em 1988, afirmaram que a tenacidade à fratura é a medida da capacidade de absorção de tensão de materiais frágeis e relaciona-se com o nível de tensão excedido na ponta de uma trinca antes de ocorrer uma falha catastrófica. Os autores, nesse estudo, avaliaram a tenacidade à fratura pelo método de fratura por indentação de amostras da porcelana Vita VMK 68 comparadas com coroas metalocerâmicas. Para a obtenção das indentações, foi utilizado um microdurômetro equipado com diamante Vickers com carga de 9,8 N, sendo as indentações realizadas em óleo para evitar propagação rápida de trincas. Foram realizadas nove indentações por amostra e, após 1

minuto, por meio de um microscópio acoplado ao microdurômetro, realizadas as medidas para aplicação na fórmula proposta por Anstis et al.³. Os resultados mostraram valores médios de tenacidade à fratura de 1,91 MPa.m^{1/2} para as restaurações e de 0,98 MPa.m^{1/2} para os discos de porcelana pura. Utilizando ANOVA, os autores concluíram que houve diferença estatística significativa entre os dois grupos estudados.

Rosenstiel, Porter⁵⁴, no ano de 1989, utilizando o método de indentação para mensuração da tenacidade à fratura, estudaram variações de porcelanas (Ceramco II, Crystar, Jelenko, Spectratone, Vita VMK 68 e Will-Ceram), temperatura de sinterização (920 a 980°C), grau de condensação (alto, normal e baixo) e líquidos de modelagem (6 diferentes líquidos mais água destilada). A carga de indentação foi de 9,8 N, realizada por meio de microdurômetro equipado com diamante Vickers, e as medidas foram realizadas em microscópio acoplado ao microdurômetro, sendo aplicadas à fórmula proposta por Anstis et al.³. Aos dados foi aplicada análise de variância e diferenças estatisticamente significantes entre os grupos foram determinadas por teste de Tukey. Os autores identificaram diferenças significativas somente entre as porcelanas e quando o líquido de modelagem era modificado. Os valores de tenacidade à fratura variaram de 1,51 MPa.m^{1/2} para Spectratone a 2,36 MPa.m^{1/2} para Crystar, sendo que as demais porcelanas apresentaram valores intermediários de 1,91 a 1,97 MPa.m^{1/2}. Quando era modificado o líquido

de modelagem na porcelana Vita VMK 68, os valores variaram entre 1,78 MPa.m^{1/2} e 2,26 MPa.m^{1/2}.

Ainda no ano de 1989, os mesmos autores⁵⁵ relataram que vários sistemas de cerâmica pura tinham sido lançados havia alguns anos. Por esse motivo, os autores mensuraram a tenacidade à fratura de quatro sistemas de cerâmica pura e uma porcelana convencional. Foram confeccionadas quatro coroas de Cerestore e cinco coroas de DICOR, Hi-Ceram, Renaissance e Vitadur-N. As coroas foram embutidas em resina acrílica, e então a superfície foi regularizada e polida. A metodologia utilizada foi a mesma do trabalho anterior. Os autores obtiveram os seguintes resultados: Cerestore: 1,79 MPa.m^{1/2}; DICOR: 2,10 MPa.m^{1/2}; Hi-Ceram: 1,96 MPa.m^{1/2}; Renaissance: 2,02 MPa.m^{1/2} e Vitadur-N: 1,96 MPa.m^{1/2}. Os autores concluíram que a tenacidade à fratura do DICOR foi significativamente superior em relação à do Cerestore.

Em 1990, Taira et al.⁶⁵ relataram a importância de estudar a tenacidade à fratura de materiais cerâmicos para mensurar a resistência a fratura de materiais frágeis. Ressaltaram que quanto maior a tenacidade à fratura, mais difícil seria de que as trincas se iniciarem ou propagarem. O objetivo desse estudo foi determinar, pelo método de indentação, os valores de tenacidade à fratura de porcelanas feldspáticas convencionais e novas cerâmicas injetadas comparadas com o dente natural e três

cerâmicas industriais. A aceitabilidade do método *Single-edge-notched-beam* também foi avaliada. Foram utilizados nesse estudo seis cerâmicas odontológicas (Unibond, VMK 68, Unilux, Bioram-M, CD 203 e Cerestore), dentes bovinos (esmalte e dentina) e três cerâmicas industriais (Soda Lime Glass, Macor-M e YTZ Zircônia). Foram obtidas amostras dos materiais, confeccionadas de acordo com a recomendação do fabricante, que foram incluídas em resina acrílica e polidas. A dureza Vickers e a tenacidade à fratura foram determinadas pelo método de indentação utilizando a metodologia e a fórmula propostas por Anstis, et al.³ As cargas utilizadas foram de 9,8 N, 98 N, 196 N e 294 N, a fim de produzir trincas radiais nas amostras. Um estudo piloto utilizando o *Single-edge-notched-beam* foi realizado com cinco amostras de três materiais: Unibond, Soda Lime Glass e Macor-M. As amostras mediam 36,0 mm x 4,0 mm x 3,0 mm, com um entalhe realizado no centro de seu longo eixo. Os ensaios de flexão de quatro pontos (30,0 mm span inferior e 10,0 mm span superior) foram realizados em máquina de ensaios universal Shimadzu com velocidade de 0,5 mm/mim. Em seguida utilizaram a fórmula proposta por Nikkei em 1985. Os autores obtiveram os seguintes resultados médios para dureza (GPa) e tenacidade à fratura (MPa.m^{1/2}) respectivamente: Unibond, 5,52 e 1,46; VMK 68, 5,87 e 1,51; Unilux, 8,5 e 2,09; Bioram-M, 6,29 e 0,52; CD 203, 7,00 e 1,78; Cerestore, 2,32 e ausência de trincas mensuráveis; esmalte bovino, 3,28 e 0,93; dentina bovina, 0,58 e ausência de trincas mensuráveis; Soda Lime Glass, 6,88 e

0,63; Macor-M, 2,35 e 1,92; e YTZ Zircônia, 14,60 e 5,53. As porcelanas feldspáticas, com exceção da Bioram-M (cujo desempenho foi igual ao da Soda Lime Glass), tiveram resultados semelhantes entre si e em relação à Cerestore e à Macor-M. A YTZ Zircônia obteve valores significativamente superiores em relação a todos os outros grupos. Os valores de tenacidade à fratura obtidos pelo *Single-edge-notched-beam* foram menores em relação ao método de indentação. Os autores concluíram que o método de fratura por indentação mostrou ser fácil e possuir bom custo-benefício para determinar a tenacidade à fratura de amostras pequenas de cerâmicas dentais.

Seghi et al.⁶³, em 1990, compararam a resistência à flexão das cerâmicas Excelco (Excelco), Ceramco2 (Ceramco), Vitadur D (Vita), VMK 68 (Vita), Vitadur N (Vita), Hi-Ceram (Vita), Dicor (Dentsply), Mirage (Myron), Cerinate (Den-Mat) e Optec HSP (Jeneric). Os quatro primeiros materiais citados consistem em porcelanas feldspáticas sem reforço; as cerâmicas Vitadur N e Hi-Ceram são reforçadas com óxido de alumínio; a Dicor apresenta o reforço da fluormica tetrasilica; a porcelana Mirage é reforçada com óxido de zircônio; a composição da cerâmica Cerinate não é fornecida e a Optec HSP é reforçada com leucita. Os valores de resistência à flexão foram, em ordem decrescente: 139,30MPa (Hi-Ceram), 127,71MPa (Dicor), 123,49MPa (Vitadur N), 103,84MPa (Optec), 94,80MPa (Cerinate), 70,25MPa (Mirage), 65,54MPa (VMK 68),

62,49MPa (Vitadur D), 61,37MPa (Ceramco2) e 55,18MPa (Excelco). Para os autores, existem alguns fatores que influenciam na resistência dos materiais cerâmicos, tais como: composição, presença de defeitos internos, espessura do material e método de processamento. De uma forma geral, todos os materiais avaliados são compostos por uma matriz vítrea com variadas quantidades de fase cristalina dispersa. Essa fase vítrea é responsável pelos mecanismos de falha nos materiais cerâmicos e apresenta uma resistência 100 vezes menor em relação ao material como um todo. A inclusão de partículas de alumina nos materiais Vitadur e Hi-Ceram eleva o módulo de elasticidade e, conseqüentemente, aumenta a resistência à flexão dos mesmos. Quanto aos defeitos internos, quanto maior a quantidade de fendas e porosidades em materiais de mesma composição e mesmo processamento técnico, menor é a resistência à flexão dos mesmos. Um outro fator de grande influência na resistência é a espessura da cerâmica, ou seja, mesmo utilizando materiais reforçados com cristais de alumina ou leucita, porém em espessuras inferiores ao mínimo recomendado, os materiais cerâmicos podem apresentar resultados de resistência semelhantes em relação às porcelanas feldspáticas sem reforço que apresentam uma espessura suficiente. Finalmente, dentro do método de processamento, a utilização de uma cristalização controlada promove aumento na resistência da cerâmica. Pelo menos dois materiais utilizados nesse estudo (Dicor e Optec) utilizaram esse processamento. Os autores concluíram que os

materiais cerâmicos reforçados produziram valores de resistência à flexão significativamente maiores em relação às porcelanas feldspáticas sem reforço.

Kvam et al.³⁵, em 1991, realizaram um estudo metodológico comparando dois métodos de indentação e várias fórmulas para calcular a tenacidade à fratura quando utilizadas em quatro materiais cerâmicos comerciais, sendo três reforçados por óxido de alumínio: Vitadur-N, NBK-1000, Cerestore; e o Dicor, que é reforçado por fluormicatetrassílica. Os quatro materiais foram testados com os dois métodos (indentation fracture – método I e indentation strength – método II). As amostras cerâmicas foram preparadas de acordo com a norma ISO 6871 e as instruções dos fabricantes. As amostras para o Método I foram obtidas seccionando uma barra cerâmica, incluída em resina epóxica e polida. As amostras para o Método II eram as próprias barras polidas. As indentações Vickers realizadas nas amostras de ambos os grupos receberam carga de 49 N por 20 segundos. Para o Método I, após a realização das medidas das trincas, os dados foram aplicados a três fórmulas:

$$\text{Equação 1: } K_{Ic} = \frac{0,055 \log (8,4a/c) H.a^{0,5}}{(H/E \cdot \Phi)^{0,4}}$$

$$\text{Equação 2: } K_{Ic} = \frac{0,129 (c/a)^{-1,5} H.a^{0,5}}{(H/E \cdot \Phi)^{0,4} \cdot \Phi}$$

$$\text{Equação 3: } K_{Ic} = \frac{0,035 (l/a)^{-0,5} H.a^{0,5}}{(H/E \cdot \Phi)^{0,4} \cdot \Phi}$$

onde: H = dureza Vickers (GPa)

E = módulo de elasticidade (GPa)

a = metade da diagonal da indentação (m)

l = tamanho da trinca (m)

c = l + a (m)

Φ = constante = 3

Para o Método II foram realizadas três indentações centrais, distantes 1,0 mm uma da outra, na região da linha média do longo eixo da barra cerâmica. Então foi realizado o teste de resistência à flexão de quatro pontos (14,0 mm span inferior e 7,0 mm span superior), com velocidade de 1,0 mm/min. O estresse de fratura foi calculado de acordo com a fórmula:

$$R_m = 3Pa/bd^2$$

onde: P = carga de fratura (N)

a = momento da fratura

b = largura da amostra

d = espessura da amostra

O parâmetro de trinca C_m é o tamanho total da trinca do centro da indentação até a superfície superior após a fratura; então os valores de tenacidade à fratura eram calculados baseados na seguinte equação (4):

$$K_{ic} = A \cdot R_m \cdot C_m^{1/2} + B$$

onde: $A = 2,02$ (constante determinada empiricamente)

$$B = - 0,68 \text{ MPa.m}^{1/2} \text{ (constante determinada empiricamente)}$$

Os autores encontraram os resultados mostrados na Tabela 1.

Tabela 1 – Valores de tenacidade à fratura de acordo com equação 1, 2, 3 e 4

Material	Equação 1 Met I	Equação 2 Met I	Equação 3 Met I	Equação 4 Met II
Vitadur-N	1,53	1,47	-	1,56
NBK-1000	2,27	2,48	2,26	1,74
Cerestore	2,76	-	3,07	1,14
Dicor	1,50	1,62	1,51	1,10

De acordo com o Método I, os materiais NBK-1000 e Cerestore mostraram valores maiores de tenacidade à fratura em relação aos outros dois materiais. Pelo Método II, o Vitadur-N e o NKB-1000 apresentaram valores maiores que o Dicor. As outras diferenças não foram significativas. Nenhum método se destacou como o mais apropriado para avaliação dos materiais estudados.

Mante et al.³⁹, em 1993, afirmaram que a tenacidade à fratura tem mostrado larga aceitação como técnica para caracterização do comportamento da fratura de materiais dentários frágeis. Os autores propuseram comparar a tenacidade à fratura de duas cerâmicas dentais com alta concentração de alumina, testadas em ar, água e saliva artificial. Para a mensuração dos valores de tenacidade à fratura, o método empregado foi o do *Single-edge-notched*. Para a cerâmica Cerestore, valores médios de $1,89 \text{ MPa.m}^{1/2}$, e para a Vitadur N, de $1,75$

MPa.m^{1/2}, (composição) em ar, mostraram-se estatisticamente iguais entre si, assim como os valores de tenacidade à fratura obtidos em saliva artificial. Os valores de tenacidade à fratura, quando obtidos em água deionizada, foram estatisticamente maiores para a Cerestore.

Thompson, Anusavice⁶⁶, em 1994, realizaram um estudo pelo qual propuseram observar o efeito causado pelo condicionamento ácido na resistência flexural e na tenacidade à fratura em discos da cerâmica Dicor contendo defeitos controlados causados por uma indentação por meio de um diamante Vickers. Apesar de os autores argumentarem que, clinicamente, a grande diferença na resistência à fratura desse material cerâmico pode ocorrer por causa de outros fatores, que não o condicionamento ácido, somente essa variável foi observada nesse estudo. Para isso, os discos cerâmicos foram divididos em 2 grupos, contendo 14 discos cada. Todos os discos foram devidamente polidos e submetidos a uma nova elevação da temperatura até 800° para que possíveis tensões provenientes do polimento fossem eliminadas. Depois disso, todos os discos receberam duas indentações, uma com carga de 9,8 N (Grupo 1) e outra com carga de 19,7 N (Grupo 2). Esses dois valores foram utilizados para a verificação da possível influência de diferentes extensões das trincas provocadas sobre os discos. Depois disso, metade dos discos de cada grupo foi condicionado com gel à base de NH₄HF₂. Os discos foram então submetidos a um teste de tensão flexural, e, com os

resultados obtidos nesse teste, pôde-se também calcular a tenacidade à fratura de todos os espécimes. Os resultados desse estudo mostraram que a carga de indentação aplicada e o condicionamento ácido não influenciaram nos valores obtidos pelos dois grupos para a tenacidade à fratura.

Seghi et al.⁶⁴, em 1995, publicaram um estudo pelo qual se propuseram a observar os valores de tenacidade à fratura e a dureza de cerâmicas odontológicas reforçadas, comparando esses valores com os encontrados para uma porcelana feldspática tradicional. Para isso, os autores utilizaram 11 materiais cerâmicos, com a característica comum de possuírem uma quantidade considerável de uma fase cristalina dentro de uma matriz vítrea. Os materiais avaliados incluíram porcelanas feldspáticas, cerâmicas reforçadas por leucita, cerâmicas reforçadas por alumina, porcelanas feldspáticas reforçadas por zircônia e vidros cerâmicos à base de fluormica. Foram confeccionados oito discos de 15 mm de diâmetro aproximadamente para cada material seguindo-se as especificações de cada fabricante para a obtenção dos mesmos. Então foram incluídos e seccionados em uma espessura de aproximadamente 3 mm, e a superfície exposta polida com uma série de abrasivos, com o propósito de facilitar a posterior leitura dos dados. Depois disso, os corpos-de-prova foram submetidos, a uma temperatura de 600°C, por 30 minutos, para promover a eliminação de possíveis tensões criadas com o

polimento. A dureza e a tenacidade foram determinadas pela técnica da indentação, realizada com uma carga de 9,8N, por 15 segundos, utilizando-se um microdurômetro e um diamante Vickers. Os resultados observados mostraram que os materiais à base de óxido de alumínio (30% e 85%) apresentaram os maiores valores de tenacidade, enquanto os materiais à base de fluormica e reforçados por leucita apresentaram valores menores do que os dos materiais à base de alumina, porém superiores aos da porcelana feldspática tradicional. Embora os valores de dureza e tenacidade das cerâmicas reforçadas fossem superiores aos da porcelana feldspática, os resultados observados não mostraram uma correlação entre essas duas propriedades para o mesmo material. Os autores ainda argumentaram que a seleção mais apropriada do material restaurador a ser utilizado clinicamente irá depender de uma série de propriedades, incluindo-se a tenacidade à fratura.

Wagner, Chu⁷¹, no ano de 1996, relataram que a utilização de cerâmicas com propriedades mecânicas inadequadas, falta de padronização de preparo dental e mudanças no processamento impediram que as restaurações de cerâmica pura fossem aceitas universalmente. Entretanto, cerâmicas tenazes e resistentes, com métodos de processamento bem estabelecidos, tem sido desenvolvidas há mais de 20 anos. Nesse estudo, os autores avaliaram a tenacidade à fratura de três cerâmicas para infra-estrutura, IPS Empress, In-Ceram

Alumina e Procera AllCeram, fabricados de acordo com a recomendação dos fabricantes. Cargas de 9,8 N a 196 N foram aplicadas com um diamante Vickers montado em microdurômetro. Cargas ideais para cada material foram determinadas comparando o tamanho da metade da indentação com o tamanho da trinca (desde o centro da indentação). A carga deveria produzir trincas duas vezes maiores que a metade da indentação. Então, para Procera e In-Ceram, foi utilizada carga de 196 N, e, para IPS Empress, 98 N. Foram obtidas dez indentações e a tenacidade à fratura foi calculada pela seguinte fórmula:

$$K_{ic} = 0,016 \times (E/H)^{1/2} \times P/c^{3/2}$$

A análise estatística dos dados foi realizada por análise de variância e teste de Scheffé a um nível de significância de 0,05. Os autores observaram que as cerâmicas In-Ceram Alumina (4,49 MPa.m^{1/2}) e Procera All-Ceram (4,48 MPa.m^{1/2}) apresentaram-se estatisticamente iguais entre si, mas superiores em relação à IPS Empress (1,74 MPa.m^{1/2}) e que todas as cerâmicas estudadas obtiveram valores superiores em relação aos valores das porcelanas feldspáticas (1,0 ± 0,2 MPa.m^{1/2}).

Baharav et al.⁸, em 1996, afirmaram que, apesar de as cerâmicas possuírem uma propriedades estéticas mais adequadas, podem estar sujeitas à fratura durante a mastigação e que o estresse residual compressivo na superfície da porcelana após o resfriamento pode

aumentar a resistência da porcelana à iniciação de fenda. Nesse estudo, o objetivo dos autores foi avaliar o efeito de diferentes taxas de resfriamento na tenacidade à fratura e na dureza Vickers de uma porcelana feldspática aluminizada glaseada. Para isso, 45 discos (8,0mm de diâmetro x 0,6mm de espessura) de porcelana (Exelco) reforçados com aproximadamente 2% de óxido de alumínio foram confeccionados de acordo com a recomendação do fabricante e polidos com abrasivos de 0,5µm. Os espécimes foram divididos em 3 grupos com 15 discos cada e levados ao forno a uma temperatura de 593°C por 10 minutos, e, então, sem vácuo, a temperatura foi elevada a 970°C, com taxa de elevação de 50°C/min. Os grupos foram resfriados com uma das seguintes formas: (1) resfriamento rápido: os espécimes, após o ciclo de sinterização, foram abaixados rapidamente, retirados do forno em seguida, deixados em temperatura ambiente; (2) resfriamento médio: os espécimes, após o ciclo de sinterização, foram abaixados para uma posição a 3 cm da entrada do forno e ali deixados por 4 minutos, em seguida abaixados a 6 cm da entrada do forno e deixados por mais 4 minutos, e então removidos do forno; (3) resfriamento lento: após o ciclo, os espécimes foram abaixados a 2 cm da entrada do forno e ali deixados por 12 minutos, e então o forno foi desligado e os espécimes deixados resfriar em temperatura ambiente. Os espécimes foram indentados com diamante Vickers, em um microdurômetro com carga de 1kg, por 20 segundos. As trincas foram

medidas após 1 minuto da indentação, e a tenacidade à fratura foi calculada aplicando-se a seguinte fórmula:

$$K_{ic} = 1/\pi^{3/2} \cdot \tan\psi (P/D^{3/2})$$

onde: ψ = ângulo do cone de indentação ($136/2=68$)

P = carga de indentação

D = raio da trinca radial

A dureza Vickers também foi mensurada, e, aos dados de tenacidade à fratura e de dureza, foi aplicada análise de variância a um nível de significância de 5%. Diferenças significantes entre os grupos foram localizadas em teste de Bonferroni. Os autores observaram que o Grupo 1 obteve valores estatisticamente superiores em relação aos Grupos 2 e 3 e que os valores do Grupo 2 foram superiores aos do Grupo 3 para tenacidade à fratura. Para a dureza Vickers, não houve diferença significativa entre os grupos. Os autores ainda relataram existir fraca correlação entre tenacidade à fratura e dureza Vickers.

Thompson et al.⁶⁷ realizaram um estudo, em 1996, com o objetivo de comparar algumas propriedades mecânicas de diferentes marcas comerciais de cerâmicas apropriadas para a utilização de um método de fresagem das mesmas após serem processadas por um sistema CAD-CAM. As cerâmicas testadas foram: Dicor MGC-Light, Dicor MGC-Dark, Vita Mark II e Dicor MGC-F, que era uma cerâmica experimental, com maior poder de fluorescência do que as demais. As Dicor contendo

fluormicatetrasilica e a Vita somente procelana feldspática. As propriedades mecânicas observadas foram as seguintes: densidade, módulo de elasticidade, dureza e tenacidade à fratura. Os autores justificaram a utilização dessas cerâmicas pelo fato de que poderiam apresentar uma superfície com menor quantidade de irregularidades ou pequenas trincas por elas serem processadas por meio de fresagem de blocos cerâmicos. Apesar disso, chamaram a atenção para o fato de que essa fresagem poderia gerar pequenas trincas nas superfícies desses materiais. Os autores, ainda, verificaram que a cerâmica experimental MGC-F apresentou uma maior tenacidade à fratura e maior resistência do que as outras cerâmicas estudadas. Com isso, esse material se mostrou mais adequado na confecção de restaurações fresadas e processadas por um sistema CAD-CAM.

Pröbster et al.⁴⁹, em 1997, avaliaram a resistência à flexão (biaxial, três pontos e quatro pontos), a resistência à compressão, a resistência à tração diametral, a dureza e a tenacidade à fratura da cerâmica IPS-Empress (Ivoclar). Segundo os pesquisadores, essa cerâmica é basicamente feldspática, reforçada com cristais de leucita, e apresenta a seguinte composição, em massa: 63% SiO₂; 17,7% Al₂O₃; 11,2% K₂O; 4,2% Na₂O; 1,6% CaO; 0,7% BaO; 0,6% B₂O₃; 0,4% CeO₂; 0,2% TiO₂. Os corpos-de-prova foram obtidos pelo método da cera perdida e injeção sob pressão (0,5MPa) a 1.150°C, por 1 hora, de acordo com duas

técnicas distintas: 1 – caracterização extrínseca, pela qual os espécimes injetados recebiam duas camadas de porcelana, seguidas de glazeamento, e 2 – estratificada, pela qual os espécimes eram envolvidos com porcelana de cobertura, seguida de glazeamento. Para tenacidade à fratura foram usadas barras medindo 25 x 5 x 2mm e para dureza, foram utilizados fragmentos da barra usada na resistência à flexão 3 pontos. Nesse estudo, foi analisada também a resistência à fratura de coroas unitárias de IPS-Empress confeccionadas sobre um incisivo central de um modelo de cobalto-cromo. Todos esses testes foram realizados com velocidade de 0,1mm/minuto. Os resultados estão no Quadro 1.

Quadro 1 - Resistência mecânica do IPS-Empress

Teste	Técnica da pintura	Técnica estratificada
Flexão – biaxial (MPa)	160,2 $\pm$ 33,9	136,0 $\pm$ 19,8
Flexão – 3 pontos (MPa)	115,1 $\pm$ 25,8	85,1 $\pm$ 13,2
Flexão – 4 pontos (MPa)	90,1 $\pm$ 10,4	100,3 $\pm$ 69,6
Compressão (MPa)	162,9 $\pm$ 34,4	163,7 $\pm$ 30,8
Tração diametral (MPa)	48,8 $\pm$ 9,8	44,3 $\pm$ 7,7
Dureza Vickers (VHN)	504,0 $\pm$ 11,0	508,0 $\pm$ 10,0
Tenacidade à Fratura (MPa.m ^{1/2})	1,4 $\pm$ 0,1	1,8 $\pm$ 0,1
Compressão das coroas (N)	814,1 $\pm$ 349,8	750,6 $\pm$ 245,3

A análise estatística mostrou diferenças significativas entre os materiais processados pelas duas diferentes técnicas para os testes de resistência à flexão, dureza e tenacidade à fratura, porém não houve diferenças para

os testes de resistência à tração diametral, à compressão e à fratura das coroas.

Scherrer et al.⁵⁸, em 1998, preocupados em determinar um teste para mensurações de tenacidade à fratura, compararam valores de tenacidade à fratura obtidos para duas cerâmicas dentais por aplicação de dois testes de indentação: “*indentation fracture*” (IF) e “*indentation strenght*” (IS) ao teste “*single-edge-V-notched beam*” (SEVNB). Para isso, utilizaram duas cerâmicas, Duceram LFC e IPS Empress Classic. Os espécimes foram confeccionados com dimensões específicas para cada teste: discos 13mm de diâmetro x 2mm de espessura para IF, barra de 25mm x 4,5mm x 2mm para IS e barra de 25mm x 3mm x 2mm para SEVNB. Os corpos ainda foram levados ao forno para diminuir as tensões residuais, e então foram realizados os testes para o cálculo da tenacidade à fratura, como segue:

- *Indentation Fracture*, utilizando um microdurômetro equipado com diamante Vickers – foram realizadas indentações com cargas de 9,8 N e 19,6 N até atingir dez padrões aceitáveis de fratura com as seguintes características: trincas emanadas dos cantos das indentações Vickers; presença de apenas quatro trincas radiais com relação $c/a > 2,3$; ausência de estilhaçamento; e ausência de expansão da trinca. As leituras foram realizadas em até 30 segundos após cada indentação. A tenacidade à fratura foi calculada de acordo com a equação de Anstis et al.³:

$$K_{ic} = 0,016 (E/H)^{0,5} \times (P/c^{1,5})$$

A dureza foi definida pela fórmula $H = 0,5 P/a^2$.

• *Indentation Strength Techinque*, utilizando um microdurômetro equipado com diamante Vickers – foram realizadas indentações com cargas de 9,8 N e 19,6 N no lado polido e no centro dos espécimes. Foram usados dez espécimes por material (IPS Classic e Duceram LFC) e por carga (9,8 N e 19,6 N), submetidos ao teste de resistência flexural de três pontos. O estresse foi calculado como:

$$\sigma_f = 3 WL/2BD^2$$

onde W é a carga de fratura, L o span, B a largura do espécime e D a espessura do espécime. A tenacidade à fratura foi calculada utilizando uma equação conjunta de fratura de indentação e fratura de tensão:

$$K_{ic} = 0,59(E/H)^{1/8} (\sigma_f P^{1/3})^{3/4}$$

• *Single-edge-V-notched beam* – cinco espécimes por cerâmica foram frezados para formar um entalhe em V (10 µm de largura para Duceram LFC e 20 µm para IPS Classic), os quais receberam polimento até pasta de 0,25 µm, obtendo profundidade final de 0,6 µm a 0,7 µm. A proporção entre a espessura do espécime e a profundidade do entalhe (a/W) foi de 0,3. As barras foram fraturadas em teste de quatro pontos e a tenacidade à fratura calculada de acordo com a seguinte fórmula:

$$K_{ic} = \sigma_f \sqrt{a} Y = F/B\sqrt{W} \cdot S_o - S_i/W \cdot 3\sqrt{\alpha/2(1 - \alpha)^{1,5}} \cdot Y$$

$$Y = 1,9887 - 1,326\alpha - (3,49 - 0,68\alpha + 1,35\alpha^2) \cdot \alpha(1 - \alpha)(1 + \alpha)^{-2}$$

Os resultados podem ser visualizados na Tabela 2. Para a cerâmica Duceram LFC, não houve diferença entre os métodos *Indentation Fracture* e *Indentation Strength* nas diferentes cargas, mas não foi possível comparar os resultados com o *Single-edge-V-notched beam*, pois os dados foram considerados inválidos devido à constatação de fraturas no entalhe. Para o IPS Classic, somente o grupo do teste *Indentation Strength* com carga de 19,6N, mostrou-se estatisticamente diferente correlação aos demais que foram iguais entre si. Desse modo, os autores mostraram, pelos resultados obtidos com os três testes, que há concordância entre eles e que a decisão de qual teste utilizar deve estar baseada no entendimento das limitações conceituais e da dificuldade técnica de cada teste.

Tabela 2. Tenacidade à fratura ($\text{MPa.m}^{1/2}$) de três cerâmicas testadas por três métodos

Cerâmicas\Métodos	IF 9,8N	IF 19,6N	IS 9,8	IS 19,6	SEVNB
Duceram LFC	0,75	0,77	0,72	0,78	0,67*
IPS Classic	0,91	0,87	0,85	0,96	0,84
SLG (controle)	0,74	-	0,81	-	-

* Dado inválido pela presença de trincas no entalhe.

Piconi, Maccauro⁴⁷, em 1999, publicaram artigo de revisão, onde relatam a utilização do óxido de zircônio como biomaterial, particularmente na confecção de próteses de quadril. Quanto à microestrutura, os autores apontam três fases cristalinas: monoclinica, cúbica e tetragonal. Em temperatura ambiente, a zircônia pura é formada

principalmente pela fase monoclinica. Quando aquecida, irá apresentar as outras duas fases. Todavia, durante o resfriamento, tensões geradas pela transformação das fases fazem com que o material se torne frágil e, para estabilizar as fases cúbica e tetragonal, outros óxidos (CaO, MgO, CeO₂ e Y₂O₃) são acrescentados. Estes materiais são conhecidos como zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) e apresentam propriedades mecânicas significativamente superiores àquelas obtidas quando a fase monoclinica é preponderante. Quando o óxido utilizado é o Y₂O₃, a fase estrutural obtida, na temperatura ambiente, é somente tetragonal. Esta composição, conhecida como TZP, possui características mecânicas e de manipulação melhores que as apresentadas pelas PSZ. Os autores relatam, ainda, que a zircônia apresenta ótima biocompatibilidade, observada tanto em testes *in vitro*, como em testes *in vivo*.

Wen et al.⁷², em 1999, avaliaram a resistência à flexão e a tenacidade à fratura de três cerâmicas para infra-estrutura (IPS Empress Classic, In-Ceram Alumina e Procera AllCeram). Os autores utilizaram a norma ISO 6872 para a realização das amostras e do teste de resistência à flexão e a norma ASTM E1304 para o teste de tenacidade à fratura Chevron-notched. Após aplicação de ANOVA e Student-Newman-Keuls, observaram que, para a resistência flexural, não houve diferença estatisticamente significativa entre a In-Ceram Alumina (433 MPa) e a Procera AllCeram (472 MPa), e que estas foram superiores em relação à

IPS Empress Classic (115 MPa). Para a tenacidade à fratura, a In-Ceram Alumina ($4,83 \text{ MPa.m}^{1/2}$) foi estatisticamente superior ao Procera AllCeram ($3,84 \text{ MPa.m}^{1/2}$), que foi estatisticamente superior à IPS Empress Classic ($1,27 \text{ MPa.m}^{1/2}$).

Scherrer et al.⁶⁰, em 1999 afirmaram, que a fractografia é freqüentemente utilizada em análises de falhas de cerâmicas e metais para identificar a origem da fratura e caracterizar os aspectos da falha. Então, os autores optaram por avaliar o uso da fractografia nos métodos de tenacidade à fratura com uma porcelana feldspática enriquecida de leucita (15 a 20% em volume; dentina IPS Classic), cuja tenacidade à fratura foi medida por fractografia dos métodos *Surface Crack in Flexure* (SCF) e *Indentation Strength* (IS) (com carga de 9,8 N e 19,6 N) em comparação aos valores numéricos do método de *Indentation Strength* (com carga de 9,8 N e 19,6 N). Os autores obtiveram os seguintes resultados: fractografia IS 9,8 N $0,86 \text{ MPa.m}^{1/2}$; fractografia IS 19,6 N $0,96 \text{ MPa.m}^{1/2}$; numérico IS 9,8 N $0,81 \text{ MPa.m}^{1/2}$; numérico 19,6 N $0,95 \text{ MPa.m}^{1/2}$; e fractografia SCF $0,93 \text{ MPa.m}^{1/2}$. Não houve diferença significativa entre fractografia IS e numérico IS com uma mesma carga; mas, com a carga de 19,6 N, os resultados foram estatisticamente maiores em relação à carga de 9,8 N. A fractografia SCF apresentou resultados iguais aos obtidos por fractografia IS e numérico IS com carga de 19,6 N.

Baharav et al.⁹, em 1999, avaliaram a dureza Vickers e a tenacidade à fratura de uma porcelana aluminizada (2%) com diferentes tempos de glaze (0, 30, 60, 90 ou 120 segundos). Foram utilizados cinquenta discos (8,0 mm de diâmetro por 0,6 mm de espessura) de porcelana reforçada com 2% de óxido de alumínio (Exelco). As amostras foram divididas em cinco grupos e receberam diferentes ciclos de glazeamento. Com um microdurômetro munido de diamante Vickers, foram realizadas cinco identações, com carga de 1 kg, por 20 segundos. O diâmetro das trincas foi mensurado após 1 minuto da identificação e a tenacidade à fratura calculada a partir da seguinte fórmula:

$$K_{ic} = 1/\pi^{3/2} \tan \psi (P/D^{3/2})$$

onde: ψ = ângulo do cone de identificação ($136/2 = 68$)

P = carga

D = raio da trinca radial

Também foram obtidos valores em VHN para a dureza Vickers. Os autores verificaram os seguintes resultados para tenacidade à fratura ($\text{MPa.m}^{1/2}$) e dureza vickers (VHN) respectivamente: Glaze 0 – 1,86 e 510,8; Glaze 30 – 1,69 e 507,3; Glaze 60 – 1,47 e 454,5; Glaze 90 – 1,63 e 553,6; Glaze 120 – 2,05 e 546,6. Quanto à tenacidade à fratura houve diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos, com exceção do Glaze 30 e do 60, que se apresentaram estatisticamente iguais. Para a dureza Vickers, Glaze 90 foi maior que Glaze 30 e Glaze 60

e igual aos grupos Glaze 0 e 120, que foram iguais ao Glaze 30 e maiores que Glaze 60. Uma correlação baixa foi observada entre dureza Vickers e tenacidade à fratura.

Jung et al.³⁴ realizaram um estudo em 1999, pelo qual observaram, entre outras variáveis, valores de dureza e tenacidade à fratura de materiais cerâmicos à base de alumina e magnésio (spinel). A alumina processada por dupla sinterização foi a que alcançou os resultados mais altos tanto para a dureza como para a tenacidade, com média de 12,3 GPa e 2,89 MPa.m^{1/2} respectivamente. Os materiais spinel apresentaram valores médios de 11,6 GPa de dureza e 1,79 MPa.m^{1/2} para a tenacidade.

Gorman et al.²⁸, em 2000, afirmaram que a evolução dos métodos de processamento das cerâmicas odontológicas sofreu forte influência da demanda por tratamentos mais estéticos, que necessitavam de melhores propriedades mecânicas e restaurações mais bem adaptadas à estrutura dental. Os autores compararam o método de processamento por injeção com a sinterização convencional, destacando as vantagens do primeiro sobre o segundo: menor porosidade, aumento da resistência à flexão e excelente adaptação marginal. Outra vantagem do sistema é que o forno para injeção pode ser utilizado para o ciclo de sinterização convencional. O objetivo do trabalho foi avaliar a composição e a estrutura das

cerâmicas OPC e IPS-Empress, antes e após o processamento por injeção. Foram também avaliadas a resistência à flexão, a dureza Vickers e a tenacidade à fratura após a injeção. A resistência à flexão biaxial foi testada utilizando-se espécimes em forma de disco, com 20mm de diâmetro e 1,5mm de espessura. Os espécimes para avaliação da dureza Vickers e da tenacidade à fratura foram os fragmentos resultantes do teste de flexão. As amostras foram embutidas em resina acrílica e polidas, sendo então aplicada uma carga de 300 g com diamante Vickers por 15 segundos. A dureza foi calculada utilizando a seguinte fórmula:

$$H = P/2a^2$$

onde: P = carga aplicada (N)

a = metade da diagonal da indentação (mm)

A fórmula utilizada para a mensuração da tenacidade à fratura foi a fórmula proposta por Anstis et al.³ (1981):

$$K_{ic} = 0,016 (E/H)^{1/2} \times (P/c^{3/2})$$

Os valores de dureza e tenacidade à fratura foram os seguintes para OPC e IPS Classic respectivamente: resistência flexural – 153,60 MPa e 134,40 MPa; dureza Vickers – 7,28 GPa e 6,94 GPa; tenacidade à fratura – 1,36 MPa.m^{1/2} e 1,33 MPa.m^{1/2}. Os autores concluíram que a resistência à flexão biaxial, a dureza Vickers e a tenacidade à fratura não apresentaram diferenças estatísticas entre os materiais.

Drummond et al.²⁵, em 2000, avaliaram a tenacidade à fratura das cerâmicas processadas por injeção: OPC (Jeneric/Pentron), IPS-Empress (Ivoclar), Finesse (Dentsply) e uma cerâmica experimental à base de dissilicato de lítio. Foram produzidos, no mínimo, dez corpos-de-prova para cada material, em forma de barra e nas dimensões de 20mm x 5mm x 2mm, de acordo com as recomendações dos fabricantes, e então realizados entalhes em “V” no centro das barras. A tenacidade à fratura foi obtida pelo teste de flexão realizado com velocidade de 2mm/minuto, em quatro situações distintas: 1a- espécimes testados imediatamente após confecção, em ar, 1b- espécimes testados imediatamente após confecção, em água, 2a- espécimes testados após 3 meses de armazenagem, em ar e 2b- espécimes testados após 3 meses de armazenagem, em água. Por meio das seguintes fórmulas foram obtidos os valores de tenacidade à fratura:

$$K_{ic} = \frac{P_f L Y}{BH^{1,5}}$$

onde: P_f = carga no momento da fratura

L = comprimento

B = altura

H = largura

$$Y = \frac{3(a/H)^{0,5} [1,99 - a/H (1 - a/H)(2,15 - 3,93a/H + 2,7 (a/H)^2)]}{2(1 + 2(a/H))(1 - a/H)^{1,5}}$$

a = profundidade do entalhe

Os métodos de processamento empregados e os resultados obtidos estão listados no Quadro 2.

Quadro 2 – Tenacidade à fratura ($\text{MPa.m}^{1/2}$) em função de processamento, armazenagem em água e ciclagem mecânica

Materiais	Imediato	Após 3 meses
Finesse sinterizada	1,19	1,19
Finesse sinterizada após imersão	1,19	1,00
Finesse injetada	1,23	1,49
Finesse injetada após imersão	1,01	1,09
IPS-Empress	1,49	1,58
IPS-Empress após imersão	1,41	1,24
OPC	1,93	1,83
OPC após imersão	1,50	1,46
OPC 140	1,95	1,39
OPC 140 após imersão	1,50	1,18
Cerâmica experimental	2,74	2,70
Cerâmica experimental após imersão	2,34	2,20

A cerâmica experimental mostrou maior tenacidade à fratura em relação às outras cerâmicas, seguida pela OPC. OPC 140 e Empress obtiveram valores menores que OPC, iguais entre si e maiores que Finesse injetada e Finesse sinterizada. O teste em água e o envelhecimento por 3 meses causaram diminuição moderada nas propriedades mecânicas. Microscopia eletrônica revelou uma distribuição mais uniforme da fase cristalina das cerâmicas injetadas em relação ao processamento convencional. Além disso, na cerâmica experimental, observou-se a dispersão de pequenas partículas de dissilicato de lítio e uma menor quantidade de matriz vítrea. Os autores concluíram que a melhora na resistência mecânica das cerâmicas não depende somente da mudança

na composição, mas também do tamanho e da distribuição dos cristais na matriz vítrea.

Em 2001, Scherrer et al.⁵⁹ avaliaram o efeito da exposição prolongada à água na tenacidade à fratura de uma porcelana de baixa fusão, a Duceram LFC. Para isso, estabeleceram três grupos sendo um mantido em ar (G1), outro mantido em H₂O deionizada por 24 h a 80°C (G2) e outro em H₂O deionizada por 8 semanas a 80°C (G3). Dois métodos para obtenção de valores de tenacidade à fratura foram empregados: fratura por indentação (IF) e resistência à indentação (IS), utilizando carga de indentação Vickers de 19,6 N. Para o teste IF foram obtidos dez padrões aceitáveis de trincas por indentação Vickers. A indentação foi observada em microscópio após 30 segundos para evitar a propagação de trincas. A fórmula utilizada foi a proposta por Anstis et al.³ (1981). Para a determinação da tenacidade à fratura pelo método IS, utilizaram as mesmas fórmulas descritas por Scherrer et al. em 1998. Foram observados os seguintes valores para IF e IS (MPa.m^{1/2}) respectivamente: G1 – 0,77 e 0,78; G2 – 0,77 e 0,78; G3 – 1,14 e 0,88. Não foram observadas diferenças nos valores de tenacidade à fratura para os métodos IF e IS dentro do mesmo grupo. Houve aumento da tenacidade à fratura quando a Duceram LFC foi mantida em água.

Blatz¹⁰, em 2001, realizou revisão da literatura sobre o sucesso clínico, a longo prazo, das restaurações totalmente cerâmicas em dentes posteriores. Para as restaurações *inlay*, o autor mostrou os seguintes valores de índice de sucesso para os diferentes sistemas cerâmicos analisados: 1- porcelanas feldspáticas (92% a 95%, em seis anos de acompanhamento); 2- sistema Dicor (90%, em 127 restaurações analisadas após seis anos de acompanhamento); 3- cerâmicas processadas pelo sistema Cerec (entre 91% e 100%, em período de sete anos de acompanhamento); 4- sistema IPS-Empress (93%, em seis anos de acompanhamento). O índice de sucesso observado para coroas totais dos mesmos materiais citados anteriormente foram: 1- 84,8% a 97,9%, em sete anos; 2- 87%, em quatorze anos; e 4- 88,4%, em 168 coroas analisadas em seis anos. Coroas confeccionadas com o sistema Procera apresentaram um índice de sucesso entre 93% e 100%, em cinco anos de acompanhamento.

No ano de 2002, Borges et al.¹¹ avaliaram a dureza da porcelana feldspática Duceram Plus. Para isso, utilizaram discos medindo 7,0 mm de diâmetro por 2,0 mm de espessura processados de acordo com as instruções do fabricante. Após a sinterização e auto glaze, metade das amostras foi submetida a simulação de ajuste oclusal com pontas diamantadas e, então, polidas com conjunto de abrasivos marca Edenta. A dureza Vickers foi mensurada em microdurômetro com carga de 300 gf

aplicada por 30 segundos. Os autores obtiveram média de 553,2 VHN para a Duceram Plus polida e 513,1 VHN para a glazeada, sendo estatisticamente diferentes.

Em 2002, Fisher, Marx²⁷ compararam dois métodos para determinação de valores de tenacidade à fratura: o método de flexão com entalhe (*Single-edge-V-notched beams*) e o método da fratura por indentação. Para isso utilizaram sete cerâmicas (Cerec, Duceram Opaker, IPS Empress I, IPS Empress II, Hidroxiapatita, In-Ceram Alumina Celay, Vita Omega Opaker). Os resultados foram para o *Single-edge-V-notched beams* e para o método de fratura por indentação (MPa.m^{1/2}) respectivamente: Cerec – 1,36 e 1,07; Duceram Opaker – 1,45 e 1,57; IPS Empress I – 1,18 e 1,42; IPS Empress II – 2,48 e 1,67; Hidroxiapatita – 0,90 e 0,88; In-Ceram Alumina Celay – 5,00 e 4,35; e Vita Omega Opaker – 1,34 e 1,24. Os autores concluíram que o método de fratura por indentação não é um método adequado para determinar a tenacidade à fratura real de uma cerâmica dental não conhecida e que, por isso, poderia ser utilizado como uma primeira estimativa dos valores médios da tenacidade à fratura.

Xiao-Ping et al.⁷⁴, no ano de 2002, avaliaram o efeito da adição de MgO ao óxido de alumínio na tenacidade à fratura da cerâmica de óxido de alumínio infiltrado de vidro para CAD/CAM. O método utilizado para a

determinação da tenacidade à fratura foi o *single-edge-V-notched-beam*. Os valores obtidos pelos autores foram: 1,86 MPa.m^{1/2} para a alumina parcialmente sinterizada e 5,12 MPa.m^{1/2} para alumina infiltrada de vidro, ambas com adição de MgO. Os autores ainda relataram que o mecanismo para melhoria não é claro.

Em 2003, Lee et al.³⁶, avaliaram o efeito da adição de zircônia sobre as propriedades mecânicas e ópticas de cerâmicas à base de alumina infiltradas por vidro de lantânio (técnica de dupla sinterização). Concentrações variando de 0% a 20% de óxido de zircônio, estabilizado por ítrio e nióbio, em intervalos de 5%, foram testadas. Análises em MEV foram também realizadas. Os resultados mostraram que as partículas de zircônia, menores (0,49 μ m), ocuparam os espaços existentes entre as partículas de alumina, maiores (2,85 μ m), dificultando a difusão da fase vítrea aglutinante, porém, reduzindo a contração de sinterização. Do ponto de vista mecânico a adição de 15% de óxido de zircônio proporcionou os melhores resultados (resistência à flexão, 525 MPa; tenacidade à fratura, 5,45 MPa.m^{1/2}). Para os autores, o mecanismo envolvido seria a combinação da deflexão da trinca ao redor dos grãos de alumina com a transformação cristalina induzida por estresse nos grãos de zircônia. Estresses gerados na ponta da trinca provocam mudanças na fase cristalina da zircônia tetragonal, transformando-a em monoclinica; esta transformação absorve energia e funciona como efetivo escudo à

propagação. Este mecanismo, entretanto, pode ter sido neutralizado pelo aumento da porosidade, que atingiu maior grau na concentração de 20%. Do ponto de vista óptico, a adição de zircônia reduziu a translucidez.

Pagani et al.⁴⁶, no ano de 2003, afirmaram que, apesar de possuírem alta resistência à compressão, as cerâmicas apresentam baixa resistência à tração, possuindo menor capacidade de absorver impactos. A tenacidade à fratura refere-se à habilidade de absorção de energia de deformação de um material frágil. Assim, os autores avaliaram a dureza e a tenacidade à fratura de três cerâmicas odontológicas: Vitadur Alpha, IPS Empress II e In-Ceram Alumina. Para isso foram confeccionados 10 discos (5,0 mm de diâmetro por 3,0 mm de espessura) de acordo com as recomendações dos fabricantes, e então incluídos em resina acrílica. Foram realizadas quatro indentações por amostra, com carga de 500 gf durante 10 segundos, obtendo-se um valor de dureza Vickers e formação de fissuras nos vértices da indentação. As fissuras foram mensuradas com o auxílio de um software e então aplicadas à fórmula proposta por Anstis et al.³ (1981):

$$K_{ic} = 0,016 (E/H)^{1/2} \times (P/c^{3/2})$$

Os valores obtidos foram os seguintes: Vitadur Alpha – 2,05 MPa.m^{1/2}, IPS Empress II – 1,05 MPa.m^{1/2} e In-Ceram Alumina – 2,96 MPa.m^{1/2}. Aos valores foi aplicado o teste estatístico Kruskal-Wallis, que mostrou diferença estatística entre os grupos. Para determinar quais pares de

grupos diferiam entre si, foi aplicado o teste de comparação múltipla de Dunn ao nível de significância de 5%. Os autores concluíram que a In-Ceram Alumina apresentou valores de tenacidade à fratura superiores em relação à IPS Empress II, mas iguais aos da Vitadur Alpha que, por sua vez, se mostrou igual à IPS Empress II. Portanto, a In-Ceram Alumina é capaz de absorver maior energia quando comparada às demais cerâmicas.

Albakry et al.¹, em 2003, propuseram realizar um estudo pelo qual observaram a tenacidade à fratura e a dureza de três sistemas cerâmicos processados pelo método de injeção: IPS Empress (E), Empress 2 (E2) e um material cerâmico experimental (EC – cerâmica a base de dissilicato de lítio). Para isso, foram confeccionadas 15 barras de cada material, com dimensões de 20 mm de comprimento, 4 mm de largura e 1 mm de espessura. Além disso, confeccionaram também 15 discos de cada material, com dimensões de 14 mm de diâmetro e 1 mm de espessura. Utilizaram 3 testes para a observação da tenacidade à fratura de cada material: o teste *indentation strength* (IS) com flexão de três pontos e com flexão biaxial e *indentation fracture* (IF). Por meio de fórmulas matemáticas, chegaram ao valor de tenacidade desses materiais. No momento da realização do teste de indentação, observaram também a dureza de cada material. Os resultados para dureza (GPa) e tenacidade à fratura IS/flexão 3 pontos, IS/flexão biaxial e IF (MPa.m^{1/2}) foram

respectivamente para (E) – 6,6; 1,39; 1,32; e 1,26, para (E2) – 5,3; 3,14; 2,50; e 1,16, e para (EC) – 5,5; 3,32; 2,43; e 1,15. Os autores concluíram que EC e E2 apresentaram, independentemente da técnica utilizada, valores estatisticamente semelhantes para a tenacidade de fratura e dureza. O IPS Empress mostrou maior dureza que os outros dois materiais e tenacidade reduzida em relação aos mesmos. Além disso, os autores observaram também, através de difração de raios X sobre todos os corpos-de-prova, que o direcionamento dos cristais influencia diretamente a propagação das trincas pelo corpo de cerâmica, e que as trincas que se propagam paralelamente à orientação dos cristais têm maior extensão do que aquelas que se propagam perpendicularmente à orientação dos cristais do material cerâmico.

Sasahara⁵⁷, também no ano de 2003, avaliou a dureza e a tenacidade à fratura de quatro cerâmicas odontológicas: d. Sign, Finesse, Noritake e Simbio, quando submetidas a diversos processos de glaze ou de polimento. Foram utilizadas cinco amostras por grupo, e, após a mensuração da dureza Vickers, foram realizadas as medidas das trincas emanadas dos vértices das indentações e aplicadas à fórmula proposta por Anstis et al.³ (1981):

$$K_{ic} = 0,016 (E/H)^{1/2} \times (P/c^{3/2})$$

A autora obteve os seguintes resultados médios para dureza Vickers e tenacidade à fratura respectivamente: d. Sign – 7,48 GPa e

0,84 MPa.m^{1/2}, Finesse – 7,18 GPa e 0,65 MPa.m^{1/2}, Noritake – 2,25 GPa e 0,96 MPa.m^{1/2} e Simbio – 6,37 GPa e 0,79 MPa.m^{1/2}. Concluíram que a cerâmica Simbio obteve os menores valores de dureza Vickers e que, para tenacidade à fratura, as médias da cerâmica Finesse foram significativamente inferiores às médias da Noritake. As cerâmicas Simbio e d. Sign apresentaram valores intermediários sem diferenças significantes. De maneira geral, quando polidas, as cerâmicas apresentaram valores mais altos de tenacidade à fratura em relação às superfícies glazeadas.

Quinn et al.⁵⁰, em 2003, avaliaram a tenacidade à fratura das cerâmicas odontológicas IPS Empress II, In-Ceram Alumina e Prozyr, reforçadas, respectivamente, por dissilicato de lítio, alumina e zircônia, comprando-as a porcelanas feldspáticas de composição convencional (Ceramco II, Mark II e IPS Empress I). Os autores obtiveram valores de 2,8 MPa.m^{1/2}, para a cerâmica IPS Empress II, 3,1 MPa.m^{1/2}, para a cerâmica In-Ceram Alumina, e 4,9 MPa.m^{1/2}, para a cerâmica Prozyr, contra valores de 0,99 MPa.m^{1/2} a 1,26 MPa.m^{1/2}, para as porcelanas convencionais. Valores altos de tenacidade à fratura foram relacionados com a concentração da fase cristalina, com a largura e com a distribuição dos cristais.

Higashino et al.³², em 2003, mensuraram os valores de tenacidade à fratura pelo método *Chevron-notched-beam* e de dureza Vickers, entre outras propriedades de três porcelanas odontológicas sendo 2 para aplicação sobre Titânio (Duceratin da Ducera – DU e Titaium Porcelain da Vita – TP) e uma convencional (Vintange da Shofu - VT). Os resultados por eles obtidos para tenacidade à fratura foram: DU - 1,30 MPa.m^{1/2}; TP - 1,31 MPa.m^{1/2}; e VT - 1,38 MPa.m^{1/2}, não havendo diferenças estatísticas entre os grupos. Para dureza Vickers, os resultados variaram de 500 VHN a 570 VHN, também não mostrando diferenças significativas entre os grupos.

Ainda em 2003, De Aza et al.²⁰ estudaram a propagação de trincas (crescimento subcrítico) em cerâmicas à base de alumina, reforçadas por zircônia e submetidas a única sinterização. Foram avaliados diferentes pós, estabilizados ou não por ítrio e obtidos por trituração ou por precipitação, em concentrações que variaram entre 0% e 15%. Os autores destacaram o aumento da tenacidade à fratura (resistência à propagação de trincas) e do estresse mínimo necessário para induzir a propagação (abaixo do qual as trincas não propagam), proporcionados pela adição de óxido de zircônio aos materiais cerâmicos, particularmente daqueles à base de alumina. Destacaram, também, os mecanismos presentes, que incluem a transformação cristalina induzida por estresse, a formação de microtrincas e a deflexão. Para o primeiro mecanismo

descrito, é necessária a estabilidade da fase tetragonal à temperatura ambiente, que pode ser alcançada, durante o processo de fabricação, por meio do controle do tamanho das partículas, de até 0,5-0,8 μm (tamanho que proporciona a cristalização espontânea da fase monoclinica), ou pela adição de óxido de ítrio. Os autores concluíram que o processo de obtenção de partículas por precipitação, mesmo sem a adição de ítrio, proporcionou tamanho adequado e melhor distribuição microestrutural para os compósitos obtidos, com maior quantidade de fase tetragonal nos cristais de zircônia, resultando em maior resistência à propagação de trincas.

Rizkalla, Jones⁵¹, em 2004, avaliaram e compararam a tenacidade à fratura, a dureza Knoop e o módulo de elasticidade para 14 porcelanas comerciais. Discos cerâmicos (5,0mm x 5,0mm) foram confeccionados de acordo com as instruções dos fabricantes. Uma das superfícies foi polida com lixa 600 μm e pasta diamantada de 6 μm . Para a determinação da tenacidade à fratura, cargas com 9,8 N foram aplicadas por 15 segundos em óleo. Em seguida, as medidas foram realizadas e aplicadas à seguinte fórmula:

$$K_{ic} = H\sqrt{a}/\varphi[0,055\log\{8,4c/a\}\{H/E\varphi\}^{-0,4}]$$

onde: H = dureza (GPa)

a = metade da diagonal da indentação Vickers

E = módulo de elasticidade

φ = constante

Os autores obtiveram resultados que variaram de 0,94 MPa.m^{1/2} a 1,64 MPa.m^{1/2}, tendo as porcelanas opacas mostrado valores maiores de tenacidade à fratura, dureza e módulo de elasticidade em relação às porcelanas incisais e de corpo. Foi concluído que o método de tenacidade à fratura por indentação é bastante valioso para a caracterização do comportamento de materiais biocerâmicos, e que a maior vantagem da técnica é que esta requer pequeno volume de material para possibilitar uma correta análise estatística.

Os mesmos autores⁵², ainda em 2004 complementaram o estudo descrito acima, correlacionando as várias propriedades mecânicas estudadas. Não foram observadas correlação entre a dureza e a tenacidade à fratura, nem entre módulo de elasticidade e tenacidade à fratura.

Guazzato et al.²⁹, em 2004, compararam uma gama de materiais de cerâmica pura quanto à resistência, tenacidade à fratura e microestrutura. Na primeira parte do trabalho, três cerâmicas processadas por injeção – IPS Empress I (E1) e II (E2) e uma nova cerâmica

experimental (EC) – e uma cerâmica de alumina infiltrada de vidro (In-Ceram Alumina) processada por dupla sinterização (IA slip) e prensagem a seco (IA dry) foram comparadas. As amostras, confeccionadas de acordo com as recomendações dos fabricantes, sendo 10 por material, com dimensões de 20,0 mm x 1,2 mm x 4,0 mm, foram utilizadas para o teste de resistência à flexão de três pontos. A tenacidade à fratura foi calculada pelo método *Indentation Strength* que, após a realização de uma indentação Vickers, realiza o ensaio de resistência à flexão de três pontos e aplica a seguinte fórmula:

$$K_{ic} = 0,59 (E/H)^{1/8} (S_f P^{1/3})^{3/4}$$

onde: 0,59 = constante geométrica

E = módulo de elasticidade

H = dureza

S_f = estresse na fratura

P = carga de indentação

Foram usadas diferentes cargas de indentação para os diversos materiais. Os autores verificaram os resultados para tenacidade à fratura ($\text{MPa.m}^{1/2}$) e dureza (GPa) para E1 – 1,2 e 6,5; EC – 3,0 e 5,5; E2 – 2,9 e 5,3; IA dry – 3,6 e 11; e IA slip – 4,4 e 11. Os autores concluíram que, no geral, aumento da fase cristalina é acompanhado por aumento da resistência à flexão e tenacidade à fratura.

Guazzato et al.³⁰, também em 2004, avaliaram propriedades mecânicas de dois produtos comerciais à base de zircônia, DC Zirkon e In-Ceram Zircônia, e de uma cerâmica experimental, parcialmente estabilizada por ítrio. Os autores observaram valores de tenacidade à fratura e de dureza, respectivamente, de 7,4 MPa.m^{1/2} e 12 GPa, para a cerâmica DC Zirkon, 4,8 MPa.m^{1/2} e 10,5 GPa, para a cerâmica In-Ceram Zircônia, e 5,5 MPa.m^{1/2} e 13 GPa, para a cerâmica experimental. Concluíram que as cerâmicas à base de zircônia são mais resistentes e tenazes, em relação aos vidros cerâmicos convencionais, e que melhores propriedades podem ter influência positiva no desempenho clínico de restaurações de cerâmica pura.

Guazzato et. al.³¹, em 2004, analisaram a resistência à flexão bi-axial da cerâmica à base de zircônia DC-Zircon, usinada, associada à porcelana feldspática para recobrimento, Vita D, sinterizada. Os resultados mostraram que os corpos-de-prova constituídos somente por porcelana feldspática e aqueles onde a porcelana estava localizada sobre os apoios foram mecanicamente inferiores, em relação aos corpos-de-prova formados somente por zircônia e aqueles que tinham a zircônia posicionada sobre os apoios. Os autores concluíram que, levando-se em consideração a geometria das coroas de porcelana pura, infra-estruturas confeccionadas com materiais à base de zircônia podem melhorar significativamente a resistência mecânica das restaurações.

Della Bona et al.²², em 2004, caracterizaram o comportamento de fratura de cerâmicas e testaram a hipótese de a variação na resistência ser associada com a variação na tenacidade à fratura. Para isso as amostras foram confeccionadas das cerâmicas: IPS Empress I (E1), IPS Empress II (E2), Cerâmica experimental prensada, à base de dissilicato de lítio (ES) e vidro de cobertura IPS Empress Body (GV), acordo com a norma ISO 6872. As amostras foram submetidas ao teste de flexão de quatro pontos, e análise fractográfica foi realizada para determinar a origem da fratura para o cálculo da tenacidade à fratura, realizado aplicando a fórmula:

$$K_{ic} = Y\sigma_f c^{1/2}$$

onde: Y = fator geométrico = $[0,515Q^{1/2}]^{-1}$

Q = varia de 1 ($Y = 1,94$) a 2,46 ($Y = 2,46$)

σ_f = estresse no momento da fratura

c = raio da falha equivalente para uma trinca semi-elíptica

A dureza Vickers também foi mensurada utilizando quatro indentações por amostra com carga de 9,8 N. Os resultados foram os seguintes para dureza (GPa), resistência à flexão (MPa) e tenacidade à fratura ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$): E1 – 5,9, 85 e 1,3; E2 – 6,3, 215 e 3,4; ES – 6,3, 239 e 3,1; e GV – 5,4 63,8 e 0,8. Os autores confirmaram a hipótese de que os valores de resistência à flexão são proporcionais aos valores de tenacidade à fratura.

Denry, Holloway,²³ também no ano de 2004, determinaram constantes elásticas, dureza Vickers e tenacidade à fratura de vidros cerâmicos à base de dissilicato de lítio, variando a quantidade de sódio (0,0; 1,9; 3,8; 5,6; 7,4) na composição, com o objetivo de comparar ao OPC 3G (cerâmica injetada à base de dissilicato de lítio). A hipótese é que a tenacidade à fratura varia com a composição. Após a confecção e o polimento das amostras, foi determinada a dureza Vickers utilizando um microdurômetro com carga de 0,981 N, e então aplicada a fórmula às medidas da indentação:

$$H = 1,8544 \cdot P/d^2$$

onde: P = carga da indentação

d = diagonal da indentação

A tenacidade à fratura foi determinada pelo método de fratura por indentação logo após cada procedimento. A carga da indentação foi de 29,4 N e 49 N, as medidas foram realizadas e então aplicadas à fórmula:

$$K_{ic} = \Phi(E/H)^{0,5} \cdot P/C^{1,5}$$

onde: P = carga de indentação aplicada

C = comprimento da trinca deste a metade da indentação

H = dureza Vickers

a = metade da diagonal

E = módulo de elasticidade

Φ = constante = $0,016 \pm 0,004$

Os autores encontraram os seguintes resultados para dureza Vickers (GPa) e tenacidade à fratura ($\text{MPa.m}^{1/2}$) respectivamente: 0,0 – 5,48 e 2,06; 1,9 – 6,44 e 2,26; 3,8 – 6,20 e 1,41; 5,6 – 6,19 e 1,47; 7,4 – 5,23 e 1,90; e OPC 3G – 5,77 e 2,29. Concluíram que a ausência de relação entre a quantidade de sódio presente no vidro cerâmico e suas propriedades mecânicas foi explicada pela presença de duas fases cristalinas na cerâmica.

Zhang et al.⁷⁸, em 2004, afirmaram que o método de processamento de cerâmicas por sinterização convencional é uma técnica sensível, dependente da experiência do técnico de laboratório, e que resultados variados são inevitáveis quando manipulados por profissionais diferentes. Por esse motivo, os autores avaliaram a influência da proporção pó/líquido na quantidade de porosidade e na translucidez das cerâmicas Duceram LFC e IPS-Eris para massa dentina e incisal. Para tanto, foram confeccionados espécimes em forma de disco, com 16mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura. Para cada, material variou-se a proporção pó/líquido (baixa, média e alta) e foi utilizado o ciclo de sinterização recomendado pelo fabricante (Quadro 3).

Quadro 3 – Materiais utilizados, proporção pó/líquido e temperaturas de sinterização

Materiais	Proporção pó/líquido (g/ml)			Temperatura final de sinterização
	Baixa	Média	Alta	
Duceram LFC dentina	2,64	2,86	3,14	660°C
Duceram LFC incisal	2,85	3,07	3,35	690°C
IPS-Eris dentina	2,7	2,92	3,2	815°C
IPS-Eris incisal	2,56	2,78	3,06	815°C

Os autores observaram menor quantidade de porosidade para ambas as cerâmicas massa dentina, na menor proporção pó/líquido utilizada; para a massa incisal, na proporção média. Os autores observaram que a porosidade pode afetar as propriedades mecânicas, promovendo um decréscimo da resistência à flexão.

No ano de 2005, Maehara et al.³⁷, relataram que o “*single-edge precracked beam*” é o teste padrão recomendado pela ISO para avaliação da tenacidade à fratura; entretanto, esse teste exige corpos-de-prova extremamente precisos e formação de pré-trincas, o que dificulta sua utilização. E ainda, que outros métodos têm sido utilizados para mensuração da tenacidade à fratura, em especial o método de indentação (*indentation fracture* - IF), que não exige aparatos mais complexos para a realização dos testes, além da facilidade de obtenção dos corpos-de-prova. Porém, existem muitas fórmulas para calcular a tenacidade à fratura pelo método da indentação, sendo necessário avaliar qual dessas

fórmulas seria mais aplicável às cerâmicas odontológicas. Por este motivo, os autores avaliaram a tenacidade à fratura de cinco materiais cerâmicos (Olympus, Crys-Cera E, GN1 Ceramic Block, IPS Empress II e In-Ceram Alumina) utilizando para isso o IF com cinco diferentes fórmulas e o “*single-edge precracked beam*” (SEPB) usado como controle. Foram confeccionados espécimes (10mm x 10mm x 3mm) para IF e espécimes (3mm x 4mm x 20mm) para SEPB por corte mecânico ou procedimentos laboratoriais. Os espécimes foram polidos até lixa de granulação 1.200 e, em seguida, polidos com pasta diamantada de 0,5µm. Foi medida a tenacidade à fratura pelo método da indentação usando microdurômetro equipado com diamante Vickers com carga variando de 9,8 N a 196 N, por 20 segundos. As medidas exigidas pelas fórmulas foram realizadas imediatamente após as indentações com micrômetro digital. Foram obtidas também medidas do módulo de elasticidade, e, então, as cinco fórmulas foram aplicadas às medidas e comparadas com os valores obtidos pelo grupo controle. Os valores obtidos nos testes IF com a fórmula ($K_{IC} = 0,018 (E/H)^{0,5} (P/c^{1,5})$) e SEPB (ambos em MPa.m^{1/2}) foram respectivamente: Olympus 1,36 e 1,37; Crys-Cera E 1,56 e 1,65; GN1 Ceramic Block 1,43 e 1,52; IPS Empress II 2,43 e 2,34; e In-Ceram Alumina 5,10 e 4,98. Os resultados mostraram que somente a fórmula 4 ($K_{IC} = 0,018 (E/H)^{0,5} (P/c^{1,5})$) obteve valores de tenacidade à fratura estatisticamente iguais aos do teste “*single-edge precracked beam*” para todas as cerâmicas estudadas. A mensuração do K_{IC} (IF) pela fórmula

$(K_{IC} = 0,018 (E/H)^{0,5} (P/c^{1,5})$ parece ser aplicável à outras cerâmicas quando a indentação apropriada é determinada.

Cesar et al.¹⁶, no ano de 2005 estudaram a correlação entre a tenacidade à fratura e o conteúdo de leucita presente nas cerâmicas estudadas. Os materiais estudados e suas respectivas quantidades de leucita foram: Ceramco I (22% de leucita), Ceramco II (22%), Finesse (6%), d. Sign (15%), Cerabien (0%) e Vitadur Alpha (0%). As cerâmicas com alta quantidade de leucita mostraram tenacidade à fratura variando entre 1,23 e 1,22 MPa.m^{1/2}, com quantidade média de leucita, valores de 0,81 a 0,93 MPa.m^{1/2} e, as sem adição de leucita 0,71 e 0,75 MPa.m^{1/2}. Os autores concluíram que a quantidade de leucita presente nas cerâmicas está diretamente relacionada à tenacidade à fratura.

Conrad et al.¹⁹, em 2007, revisaram a literatura, em busca de trabalhos sobre restaurações totalmente cerâmicas. Os autores rastrearam o período entre 1996 e 2006 e discutiram os resultados, agrupados por composição química e processo de obtenção, propriedades mecânicas, desempenho clínico, adaptação marginal e axial, cimentação e estética. Três categorias principais de composição foram apresentadas: cerâmicas vítreas, cerâmicas à base de alumina e cerâmicas à base de zircônia. No primeiro grupo, foram incluídos os produtos da linha Vitablocs (Mark I, Mark II, com partículas menores,

Esthetic Line e TriLuxe, todos de composição convencional e processados por usinagem CAD-CAM) e da linha IPS/Ivoclar (IPS Empress, reforçado por leucita, IPS Empress 2 e IPS e.max Press, reforçados por dissilicato de lítio, os três processados por injeção, em diferentes temperaturas, e IPS ProCAD, também reforçado por leucita, porém, com partículas menores e processado por usinagem CAD-CAM). No segundo grupo, foram incluídos os produtos da linha In-Ceran/Vita (In-Ceram Alumina, com aproximadamente 80% de óxido de alumínio, In-Ceram Spinell e In-Ceram Zircônia, estes últimos, respectivamente, com a adição de magnésia, mais estética, e zircônia, mais resistente, todos processados por dupla sinterização, mas, também disponíveis em blocos para a tecnologia CAD-CAM) e o produto Procera/Nobel Biocare, com 99,9% de alumina, processada por sinterização associada à usinagem CAD-CAM. No terceiro e último grupo, com percentuais de óxido de zircônio acima de 95%, foram incluídos os produtos Lava/3M e Cercon/Dentsply, usinados a partir de blocos pré-sinterizados, por tecnologia CAD-CAM, e posteriormente submetidos a ciclo final de sinterização; DC Zircon/DCS e Denzir/Decim AB, usinados, pela mesma tecnologia, a partir de blocos completamente sinterizados; e Procera Zircônia/Nobel Biocare, também usinado pela tecnologia CAD-CAM, porém, após compactação e sinterização sobre troquel. Os autores também destacaram o aumento de tenacidade à fratura, provocado pela transformação cristalina, sob tensão, do óxido de zircônio.

Mecanicamente, o desempenho de peças totalmente cerâmicas depende do material selecionado, da espessura da infraestrutura, do desenho da restauração, da união com o material de cobertura e do agente de cimentação. Respeitadas as indicações e limitações mecânicas (progressivas, a partir de facetas, inlays/onlays, coroas totais anteriores e posteriores e infraestruturas anteriores e posteriores), os percentuais de sucesso variaram entre 88% e 100%, após períodos de 2 a 5 anos de uso, sendo a fratura da cobertura estética, a principal falha encontrada. Os autores concluíram que, dentre os muitos materiais e/ou sistemas cerâmicos disponíveis, nenhum se mostra ideal para todas as indicações, cabendo ao profissional conhecer e selecionar entre composições, processos, propriedades mecânicas e características de cimentação, qual o mais indicado para cada situação em particular. Porcelanas feldspáticas convencionais ou reforçadas por leucita ficariam restritas às facetas, inlays/onlays e coroas totais anteriores; cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio poderiam ser indicadas para coroas totais posteriores e infraestruturas anteriores; cerâmicas à base de alumina, poderiam ser indicadas para quaisquer coroas totais e para infraestruturas anteriores, com exceção daquela modificada por magnésia, restrita às coroas anteriores; as cerâmicas à base de alumina modificadas por zircônia seriam indicadas para infraestruturas e coroas posteriores; cerâmicas à base de zircônia, por razões mecânicas e estéticas, ficariam restritas às coroas totais e infraestruturas posteriores, sendo também utilizadas sobre

implantes. Estudos clínicos adicionais sobre longevidade seriam ainda necessários, para sedimentar os conhecimentos obtidos com estes materiais.

Yilmaz⁷⁵, em 2007, avaliaram e compararam a resistência flexural e a tenacidade à fratura das seguintes cerâmicas para infra-estrutura: Finesse (F), Cergo (C), IPS Empress (IPS), In-Ceram Alumina (ICA), In-Ceram Zircônia (ICZ) e Cercon Zircônia (CZir). Utilizaram o teste de resistência à flexão biaxial e o método *indentation fracture* para mensuração da tenacidade à fratura. Os resultados para resistência à flexão (MPa) e tenacidade à fratura (MPa.m^{1/2}) foram: F – 88,04 e 1,88; C – 94,97 e 1,73; IPS – 101,18 e 2,40; ICA – 341,80 e 4,78; ICZ – 541,80 e 5,56; CZir – 1140,89 e 6,27. Houve diferença estatísticas entre todas as cerâmicas para tenacidade à fratura; ICA, ICZ e CZir foram estatisticamente superiores em relação aos demais materiais.

Segalla⁶¹ também no ano de 2007 estudou a dureza e a tenacidade à fratura de 3 materiais cerâmicos: In-Ceram (InC), IPS Empress II (IPS) e Duceram Plus (DP). Para isso utilizou o teste *indentation fracture*, com carga de 9,8 N e a mesma Formula proposta por Anstis em 1981. O autor chegou aos seguintes resultados para dureza (VHN) e tenacidade à fratura (MPa.m^{1/2}): InC – 1279,31 e não foi conseguido trincas devido à carga utilizada; IPS – 546,47 e 2,55; DP – 503,06 e 1,35.

Em 2008, Della Bonna, Kelly²¹ publicaram meta-análise sobre avaliações clínicas de restaurações totalmente cerâmicas. Os autores rastrearam o período entre 1993 e 2008 e apresentaram os resultados por indicação. Para facetas (porcelanas feldspáticas convencionais, sinterizadas; IPS Empress, também sinterizada e atualmente denominada IPS Empress Esthetic Veneer) e para restaurações unitárias intracoronárias (porcelanas feldspáticas Vitabloc Mark I e II, usinadas; vitrocerâmica reforçada por mica Dicor, também usinada e atualmente fora do mercado; vitrocerâmica reforçada por leucita IPS Empress, injetada e atualmente comercializada como IPS Empress Esthetic) a escolha poderia recair sobre qualquer sistema cerâmico, tendo como base apenas as necessidades estéticas do paciente, uma vez que os percentuais de sucesso encontrados situaram-se acima de 90%, após período de 6 anos. Percentuais semelhantes foram também encontrados para coroas totais (anteriores: vitrocerâmica reforçada por leucita IPS Empress, injetada e atualmente comercializada como IPS Empress Esthetic; anteriores e posteriores: vitrocerâmica reforçada por dissilicato de lítio IPS Empress 2, também injetada e atualmente comercializada como IPS e.max Press; In Ceram Alumina e In Ceram Spinell, cerâmicas infiltradas por vidro – dupla sinterização; Procera Alumina, alumina policristalina, sinterizada/usinada). Para infraestruturas de próteses parciais fixas anteriores, com três elementos, as cerâmicas In Ceram

Alumina e IPS Empress 2 mostraram percentuais de sucesso semelhantes, porém, após 3 a 5 anos de avaliação. Para próteses parciais fixas posteriores, também de três elementos, percentuais e período de avaliação são semelhantes, mesmo com a utilização dos sistemas à base de zircônia (cerâmica de alumina e zircônia, infiltrada por vidro – dupla sinterização, In Ceram Zircônia; sistemas policristalinos de zircônia, com transformação induzida por estresse, sinterizados/usinados, Cercon Zircônia, Lava e In Ceram YZ). Cimentações adesivas melhoram o desempenho clínico das restaurações, sendo mais efetivos os cimentos de presa unicamente química. Embora promissores, estudos adicionais seriam necessários para avaliar problemas de fratura na cerâmica de cobertura em materiais à base de zircônia.

Chen, et al.¹⁸ também no ano de 2008, avaliaram a translucidez e resistência à flexão de 4 materiais cerâmicos para infra-estrutura: IPS Empress II (IPS), In-Ceram Alumina (ICA), In-Ceram Zircônia (ICZ) e Cercon Zircônia (CZir). As amostras de ICZ e CZir se mostraram as menos translúcidas, sendo os valores iguais entre si, o ICA com translucidez intermediária e o IPS com maior translucidez. Os autores observaram que as amostras mais translúcidas também se apresentaram menos resistentes (MPa) IPS – 355,1; ICA 514,0; ICZ 592,4; e CZir 910,5.

Cerâmica Pura

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar, por meio dos ensaios mecânicos de tenacidade à fratura e de dureza, o efeito da adição de óxido de zircônio à porcelana feldspática Duceragold, em diferentes proporções e temperaturas de sinterização. Complementarmente, como ilustração, foram também efetuadas fotomicrografias, em microscopia eletrônica de varredura.

Cerâmica Pura

**Material e
Método**

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 MATERIAIS CERÂMICOS UTILIZADOS

No presente estudo, foi utilizada a porcelana feldspática Duceragold (DeguDent, Hanau, Alemanha), processada por sinterização e fornecida em recipientes com 20 g de pó (Figura 1a), e óxido de zircônio estabilizado por ytrio (Alfa-Aesar, MA, EUA), com granulometria média de 1 μm (Figura 1b).



FIGURA 1 – Porcelana Duceragold (a) e óxido de zircônio (b).

4.2 ENSAIO DE DUREZA

Para obtenção das amostras do grupo controle (n=10), o pó da porcelana feldspática Duceragold, misturado com 40%, em massa, de

água destilada, foi condensado em matriz metálica com perfuração central medindo 9,0 mm de diâmetro por 3,0 mm de altura (Figura 2). Para a inserção e condensação, foram utilizados uma espátula plástica e papel absorvente, resultando em massa cerâmica com aproximadamente 19% de água, em massa. Os discos cerâmicos foram retirados da matriz com o auxílio de um êmbolo plástico e colocados em base refratária para sinterização. Após secagem inicial a 450°C, por 6 minutos, em forno Alumini Press (EDG, São Carlos, Brasil, Figura 3a), os discos cerâmicos foram submetidas ao processo de sinterização com velocidade de aquecimento de 55°C/min, em vácuo, até atingir 800°C, aguardando-se mais 6 segundos nesta temperatura. Em seguida, os discos cerâmicos sinterizados foram resfriados até a temperatura ambiente, por meio da abertura programada (5min e 45 seg, posição “7” do seletor, Figura 3b) da plataforma de elevação.



FIGURA 2 – Vista superior e lateral da matriz metálica com perfuração central de 9,0 mm x 3,0 mm.

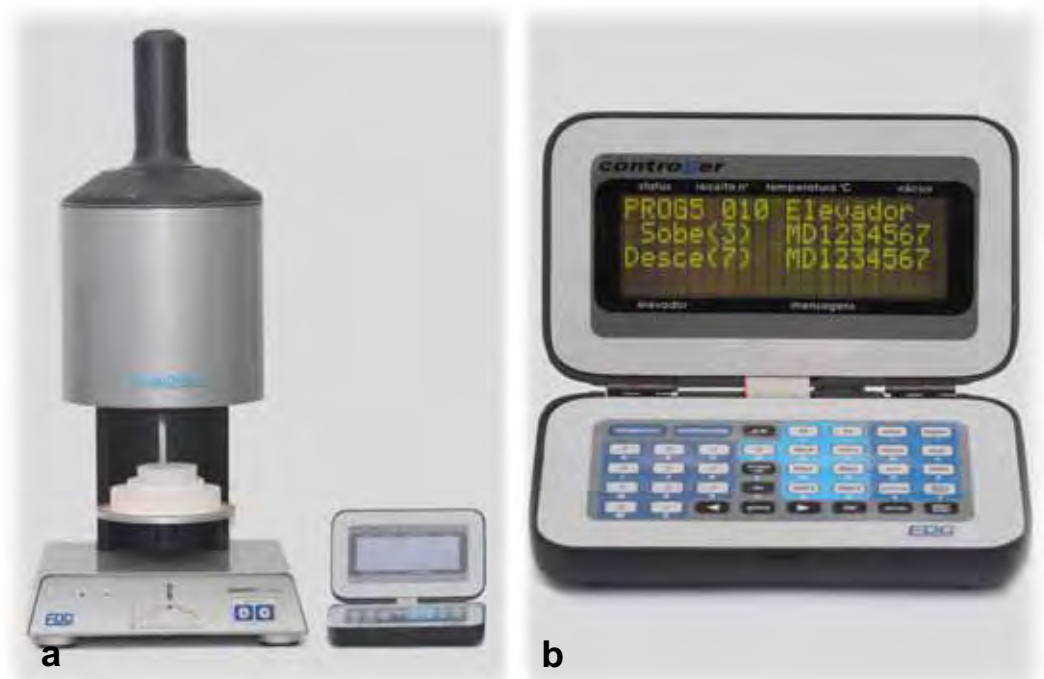


FIGURA 3 – Forno Alumini Press (a) e respectivo controlador digital (b).

Nos grupos com adição de zircônia, os componentes foram proporcionados em massa, em balança analítica, com sensibilidade para 0,0001 g modelo BL 210S (Sartorius, Göttingen, Germany). Foram estudadas inicialmente adições de 1 a 10% de óxido de zircônio, em massa. Os pós foram misturados, por meio da espátula plástica, primeiramente a seco e, em seguida, com água destilada, obtendo-se massa cerâmica que foi condensada na matriz e sinterizada de maneira semelhante ao anteriormente descrito.

Após a realização do ensaio, entretanto, observou-se considerável redução de dureza em proporções superiores a 8%, em massa, de óxido

de zircônio, dificultando a visualização da indentação e das trincas em seus vértices. A partir desta informação, cogitou-se a hipótese de que o aumento da temperatura de sinterização poderia ter alguma influência nas propriedades mecânicas das amostras cerâmicas, principalmente daquelas com adição de óxido de zircônio. Por este motivo, foram mantidas as proporções até 7%, adicionando-se grupos com diferentes temperaturas de sinterização: 850, 900, 950 e 1000°C. Nestes grupos, onde houve variação de temperatura, a programação do forno até então utilizada foi modificada somente na temperatura final.

Foram confeccionados 50 discos cerâmicos para cada proporção estudada: Duceragold sem adição de ZrO_2 ; Duceragold com adição de 1%, 2%, 3%, 4%, 5%, 6% e 7% de ZrO_2 , em massa. Cada proporção composta de 50 discos foi subdividida ($n=10$) de acordo com a temperatura de sinterização: 800°C, 850°C, 900°C, 950°C e 1000°C, totalizando 40 grupos e 400 corpos de prova.

Os discos cerâmicos foram incluídos, com resina acrílica ativada quimicamente Jet (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil), em anéis de PVC de aproximadamente 25mm de diâmetro por 15mm de altura. A seguir, foram levados à polidora mecânica Metaserv (Buehler, Londres, Inglaterra), regularizados e polidos utilizando-se, para isso, lixas d'água seqüenciais Aquaflex (Norton, Guarulhos, Brasil) de granulação 220, 280, 400, 600, 1200 e 1500, por cerca de 3 minutos cada, a uma velocidade de 400 rpm.

Para a obtenção dos valores de dureza foi empregado um microdurômetro modelo 1600-6300 (Buehler, Lake Bluff, EUA) equipado com diamante Vickers, com uma carga de 9,8N, durante 20 segundos^{8,53} (Figura 4). Foram realizadas quatro impressões por amostra, uma em cada quadrante, com valor de dureza dado pelo microdurômetro em VHN. Foi realizada a média aritmética dos quadrantes para a obtenção do valor médio da dureza para cada corpo-de-prova.

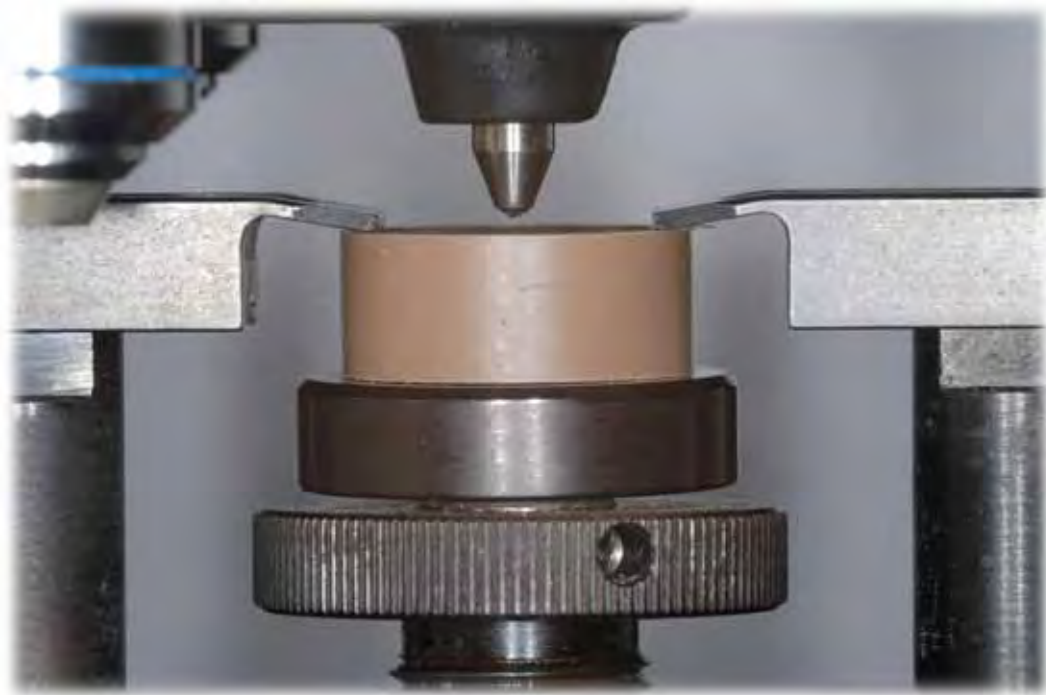


FIGURA 4 – Corpo-de-prova cerâmica recebendo indentação no microdurômetro.

4.3 ENSAIO DE TENACIDADE À FRATURA

As amostras utilizadas para este ensaio foram as mesmas utilizadas para realização do ensaio de dureza. A imagem da indentação foi

capturada imediatamente após a leitura da dureza, por uma câmera de vídeo digital modelo TK-C1380U (JVC, Tóquio, Japão) acoplada ao microdurômetro modelo 1.600-6.300 (Buehler, Lake Bluff, EUA), ligada a um computador equipado com o software LEICA QWin Standart V. 2.4(CK Comércio Ltda., São Paulo, Brasil), que possibilita, além da captura da imagem, a mensuração das trincas existentes (Figura 5).

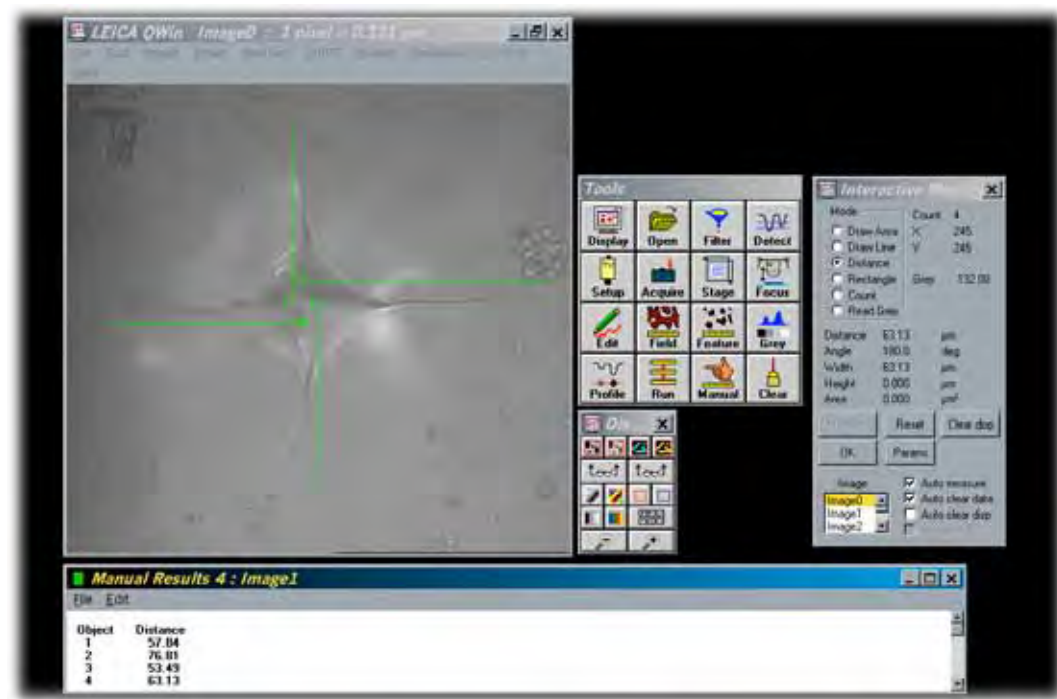


FIGURA 5 – Imagem capturada pelo software LEICA QWin Standart V. 2.4.

Primeiramente foi realizada a calibração do programa. Para isso, utilizou-se uma imagem da cerâmica com identificação de tamanho conhecido (mensuração realizada previamente pelo microdurômetro no momento da leitura da dureza) e, em seguida, por meio de ferramentas de

mensuração, foram realizadas as medidas das trincas, levando-se em consideração o valor da sua maior extensão (C), obtido a partir do centro da indentação³ (Figura 6).

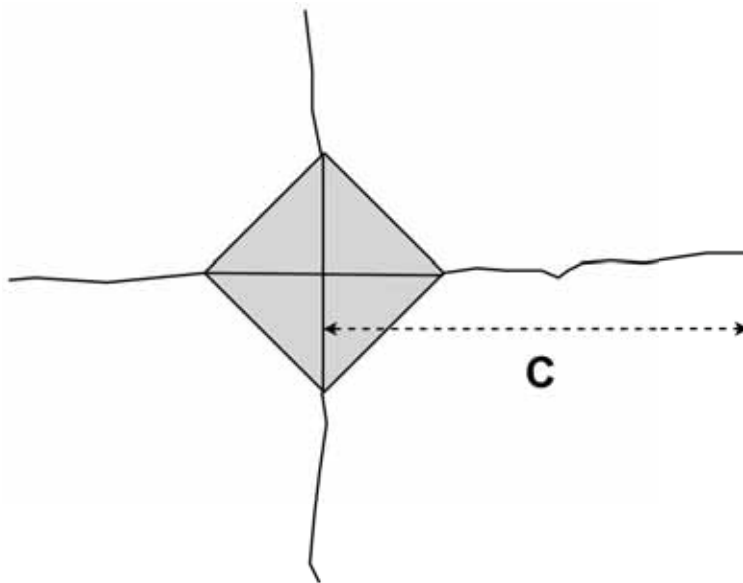


FIGURA 6 – Desenho esquemático da indentação, evidenciando a maior extensão de trinca.

A tenacidade à fratura (K_{Ic}) foi então calculada a partir da seguinte equação:

$$K_{Ic} = 0,016 (E/H)^{1/2} \times P/C^{3/2}, \text{ onde:}$$

K_{Ic} = tenacidade à fratura ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$);

E = módulo de elasticidade do material ensaiado (GPa);

P = força aplicada no ensaio de dureza (N);

H = dureza Vickers (GPa) e

C = maior extensão lateral da fissura (m)

Para o cálculo de tenacidade à fratura, ainda é necessário calcular os valores de dureza (**H**) em **GPa**, por meio da fórmula $H = P/(2a)^2$, onde **P** é a força aplicada, em **Newtons**, e **a**, a metade da diagonal da indentação, em **metros**.

O módulo de elasticidade adotado para a porcelana feldspática Duceragold foi de $70 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$ (70 GPa)^{51,52,62,67}. Nas misturas, como foi realizada a adição progressiva de óxido de zircônio, cujo módulo de elasticidade é de aproximadamente $200 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$ (200 GPa)^{31,48,51} para cada porcentagem foi proporcionalmente calculado, em massa, o módulo de elasticidade do compósito correspondente (Quadro 4) de acordo com a fórmula⁶:

$$E_{\text{compósito}} = (E_{\text{mat 1}} \cdot \% \text{ mat 1}) + (E_{\text{mat 2}} \cdot \% \text{ mat 2})$$

Quadro 4 – Módulo de elasticidade calculado para os grupos com adição de óxido de zircônio (GPa)

1%	2%	3%	4%	5%	6%	7%
71,3	72,6	73,9	75,2	76,5	77,8	79,1

4.4 CARACTERIZAÇÃO DA SUPERFÍCIE DOS CORPOS-DE-PROVA

Foram realizadas fotografias com uma máquina fotográfica Nikon D-80 equipada com lente macro 105mm (Sigma, Kawasaki, Japão) e flash circular (Sigma, Kawasaki, Japão) dos corpos-de-prova com diferentes concentrações e temperaturas de sinterização. Fotomicrografias

ilustrativas também foram realizadas para cada grupo estudado com aumento de 100 vezes. Para isso as amostras foram preparadas e analisadas em microscópio eletrônico de varredura Modelo XL 30 FEG (Philips, Eindhoven, Holanda), localizado no DEMa – Departamento de Engenharia de Materiais da UFSCar. Imagens ilustrativas das identações e dos poros também foram obtidas com aumento de 8000 vezes respectivamente.



FIGURA 7 – Amostras cerâmicas posicionadas no *stub* e cobertas com ouro.

4.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os dados obtidos nos ensaios de dureza e de tenacidade à fratura foram submetidos ao teste de normalidade, em seguida à análise de

variância, a dois critérios, e testes complementares de Tukey. O nível de significância adotado foi de 5% ($p \leq 0,05$).

Cerâmica Pura

Resultado

5 RESULTADO

5.1 TENACIDADE À FRATURA

As Tabelas com todos os valores de tenacidade à fratura encontram-se no Apêndice A. Foi aplicado o teste ANOVA, a dois critérios (Tabela 3), que mostrou haver diferenças significantes entre as médias.

Tabela 3 – Análise de Variância dois critérios para K_{IC}

FONTES DE VARIAÇÃO	S.Q	GI	Q.M	(F)	Prob. (H0)
Concentração	42751,1211	7	6107,3032	52,86	0,00%
Temperatura	81072,3984	4	20268,0996	175,41	0,00%
Interação Conc/Temp	11567,2803	28	413,1172	3,58	0,00%
Resíduo	41597,1992	360	115,5478		
Variação Total	176988,0000	399			

A Tabela 3 aponta variabilidade significativa para os dois fatores avaliados e, também, para a interação. Foram, então, construídas as Tabelas 4, 5 e 6, que apresentam os contrastes entre as médias para cada fator. Valores estatisticamente semelhantes estão indicados por letras iguais.

Tabela 4 – Médias de tenacidade à fratura para o fator concentração de zircônia ($\text{MPa.m}^{1/2}$)

0% controle	1%	2%	3%	4%	5%	6%	7%
1,148 d	1,262 c	1,228 c	1,295 bc	1,278 c	1,297 bc	1,354 b	1,528 a
erro-padrão = 0,015							

Valor crítico de Tukey a 5% = 0,061

Lendo a Tabela 4 pode-se observar que existe uma tendência de aumento gradual do K_{IC} à medida que se aumenta a concentração de ZrO_2 nas amostras cerâmicas.

Tabela 5 – Médias de tenacidade à fratura para o fator temperatura de sinterização ($\text{MPa.m}^{1/2}$)

800° C controle	850° C	900° C	950° C	1000° C
1,378 b	1,440 a	1,400 b	1,216 c	1,058 d
erro-padrão = 0,012				

Valor crítico de Tukey a 5% = 0,036

A temperatura de 850°C proporciona valores mais elevados de K_{IC} . A temperatura de 900°C não melhora estatisticamente os valores médios em relação às amostras sinterizadas à 800°C. Já para as temperaturas de 950°C e 1000°C os valores médios obtidos foram estatisticamente inferiores em relação à temperatura controle.

Tabela 6 – Médias de tenacidade à fratura para a interação concentração de zircônia x temperatura de sinterização (MPa.m^{1/2})

	0% controle	1%	2%	3%	4%	5%	6%	7%
800° C controle	1,184 a D	1,275 a CD	1,310 a BCD	1,395 a BC	1,408 a BC	1,388 a BC	1,457 a AB	1,611 b AB
850° C	1,196 a C	1,388 a B	1,389 a B	1,431 a B	1,426 a B	1,401 a B	1,491 a B	1,800 a A
900° C	1,164 a C	1,348 a B	1,344 a B	1,402 a B	1,424 a AB	1,424 a AB	1,512 a AB	1,586 b A
950° C	1,120 a B	1,183 b B	1,169 b B	1,180 b B	1,185 b B	1,245 b AB	1,253 b AB	1,397 c A
1000° C	1,074 a BC	1,115 b AB	0,927 c C	1,069 b BC	0,947 c BC	1,028 c BC	1,058 c BC	1,248 c A
erro-padrão = 0,034								

Valor crítico de Tukey a 5% = 0,17

Letras minúsculas iguais correspondem à igualdade estatística dentro de uma mesma coluna; letras maiúsculas iguais correspondem à igualdade estatística dentro de uma mesma linha.

Para cada temperatura (linhas, letras maiúsculas) não há diferença em relação à análise isolada do fator concentração. Em cada temperatura estudada, os valores de tenacidade à fratura aumentam em direção a 7% de adição, com oscilação entre 1% e 6% e valor máximo a 7%, principalmente nas temperaturas até 900°C, já consideradas mais adequadas.

Para cada concentração estudada (colunas, letras minúsculas), as diferenças em relação à análise isolada são: no grupo controle (0%), não há influência da temperatura de sinterização; nos grupos até 6% de adição, a sinterização a 850° C não é melhor, em relação às temperaturas de 800 e 900° C, ou seja, com até 6% de adição, pode-se realizar sinterização com 800, 850 ou 900° C, que não haverá diferença estatística. Apenas com 7% de adição houve melhoria dos valores médios com a sinterização a 850° C. Com adição de zircônia, em qualquer concentração, as temperaturas de 950 e 1000° C reduzem os valores de tenacidade à fratura. O Gráfico 1, representativo da interação mostra melhor este comportamento.

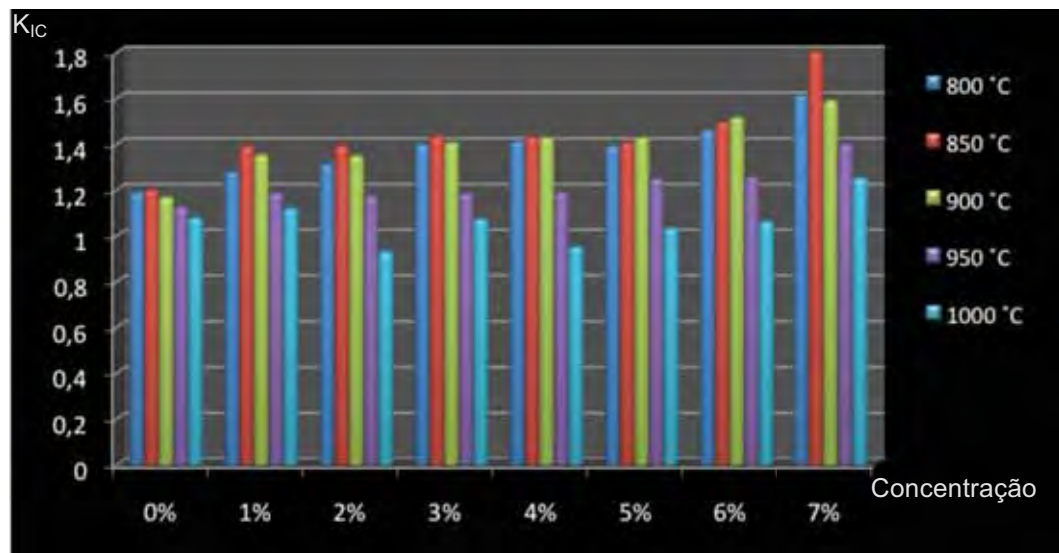


GRÁFICO 1 – Valores médios de tenacidade à fratura (MPa.m^{1/2}) de todos os grupos estudados.

5.2 DUREZA VICKERS

As Tabelas com todos os valores de dureza encontram-se também no Apêndice B. Foi aplicado o teste de ANOVA a dois critérios (Tabela 7), que mostrou haver diferenças significantes entre as médias.

Tabela 7 – Análise de Variância dois critérios para dureza

FONTES DE VARIÇÃO	S.Q	GI	Q.M	(F)	Prob. (H0)
Concentração	2905088,0000	7	415012,5625	75,29	0,00%
Temperatura	2768281,5000	4	692070,3750	125,56	0,00%
Interação Conc/Temp	5697331,5000	28	203476,1250	36,92	0,00%
Resíduo	1984307,0000	360	5511,9639		
Variação Total	13355008,0000	399			

A Tabela 7 aponta variabilidade significativa para os dois fatores avaliados e, também, para a interação. Foram, então, construídas as Tabelas 8, 9 e 10, que apresentam os contrastes entre as médias para cada fator. Valores estatisticamente semelhantes estão indicados por letras iguais.

Tabela 8 – Médias de dureza para o fator concentração de zircônia (VHN)

0% controle	1%	2%	3%	4%	5%	6%	7%
497,4 ab	500,0 a	498,9 a	494,3 b	500,1 a	494,0 b	485,6 c	473,8 d
erro-padrão = 1,05							

Valor crítico de Tukey a 5% = 4,20

Lendo a Tabela 8 pode-se observar que, a partir da adição de 6%, existe uma diminuição da dureza à medida que se aumenta a concentração de ZrO_2 nas amostras cerâmicas.

Tabela 9 – Médias de dureza para o fator temperatura de sinterização (VHN)

800° C controle	850° C	900° C	950° C	1000° C
478,0 d	491,1 c	496,0 b	497,7 b	502,2 a
erro-padrão = 0,83				

Valor crítico de Tukey a 5% = 2,49

O aumento da temperatura de sinterização melhora gradualmente, a dureza dos grupos estudados.

Tabela 10 – Médias de dureza para a interação concentração de zircônia x temperatura de sinterização (VHN)

	0% controle	1%	2%	3%	4%	5%	6%	7%
800° C controle	506,2 a A	491,4 b BC	492,9 a BC	489,6 a BC	499,0 a AB	487,1 b C	451,5 c D	406,1 d E
850° C	493,3 b AB	502,1 ab A	495,8 a AB	494,1 a AB	494,1 a AB	491,2 ab AB	483,6 b BC	474,8 c C
900° C	496,3 a AB	500,3 ab A	502,9 a A	494,0 a AB	499,7 a AB	496,2 ab AB	488,2 b B	490,3 b B
950° C	491,6 b A	499,4 ab A	501,3 a A	496,8 a A	502,2 a A	495,1 ab A	502,6 a A	492,7 b A
1000° C	499,7 ab A	506,9 a A	501,5 a A	497,0 a A	505,5 a A	500,4 a A	502,0 a A	505,0 a A
erro-padrão = 2,348								

Valor crítico de Tukey a 5% = 11,74

Letras minúsculas iguais correspondem à igualdade estatística dentro de uma mesma coluna; letras maiúsculas iguais correspondem à igualdade estatística dentro de uma mesma linha.

Na interação pode-se determinar melhor, a influência da concentração e da temperatura de sinterização nos grupos estudados. Observa-se que nenhum grupo apresenta valor de dureza maior que o mostrado pelo grupo controle (0% / 800° C). Existe uma tendência de diminuição nos valores de dureza à medida em que se aumenta a concentração de óxido de zircônio nas amostras (linhas, letras maiúsculas), principalmente nas temperatura de 800°C e 850°C. Entretanto, com o aumento da temperatura (colunas, letras minúsculas), as perdas referentes à adição são recuperadas, ou seja, os valores

médios dos grupos com maior adição de óxido de zircônio, sinterizados em temperaturas elevadas, são semelhantes ao do grupo controle. O Gráfico 2 representativo da interação mostra melhor este comportamento.

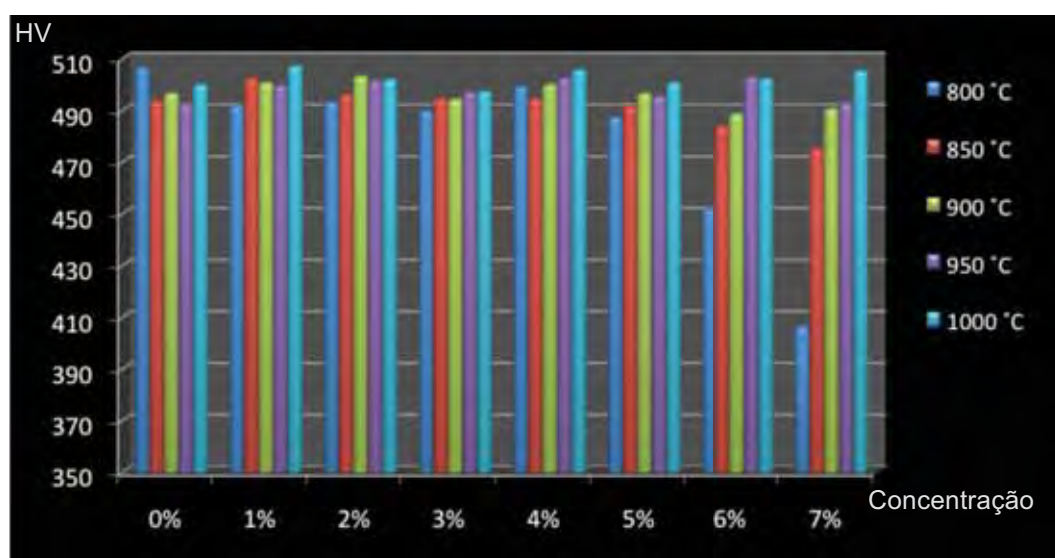


GRÁFICO 2 – Valores médios de dureza (VHN) de todos os grupos estudados.

5.3 CARACTERIZAÇÃO DA SUPERFÍCIE DOS CORPOS-DE-PROVA

5.3.1 Fotografias

Pode-se observar algumas mudanças decorrentes da adição de óxido de zircônio à porcelana feldspática. Tais observações não foram objeto de análise estatística, mas deverão ser mensurados em futuros trabalhos, no intuito de proporcionar mais previsibilidade quando a realização do reforço da porcelana feldspática. As mudanças

macroscópicas observadas foram na cor, na translucidez e na contração de sinterização da porcelana. Como o óxido de zircônio é branco, existe uma diminuição na saturação da porcelana (Figura 8, colunas); o óxido de zircônio é também opaco, o que prejudica as excelentes propriedades ópticas da porcelana feldspática (Figura 8, colunas); com maiores porcentagens de adição de óxido de zircônio, menor a contração de sinterização do compósito (Figura 8, colunas); e com temperaturas de sinterização mais altas, é observada maior contração (Figura 8, linhas).

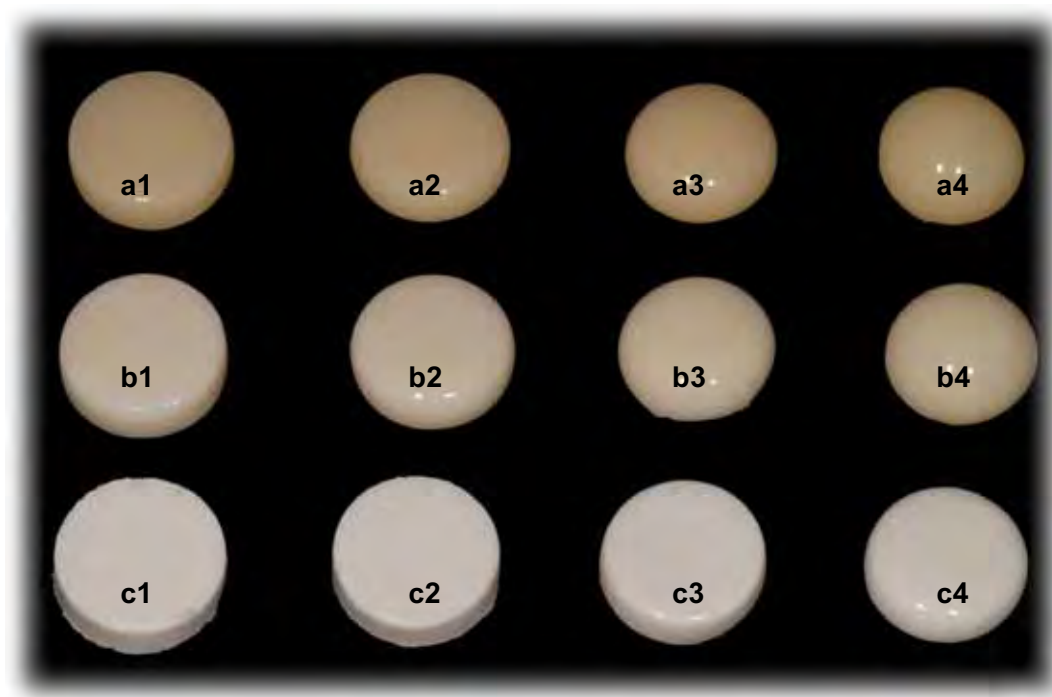
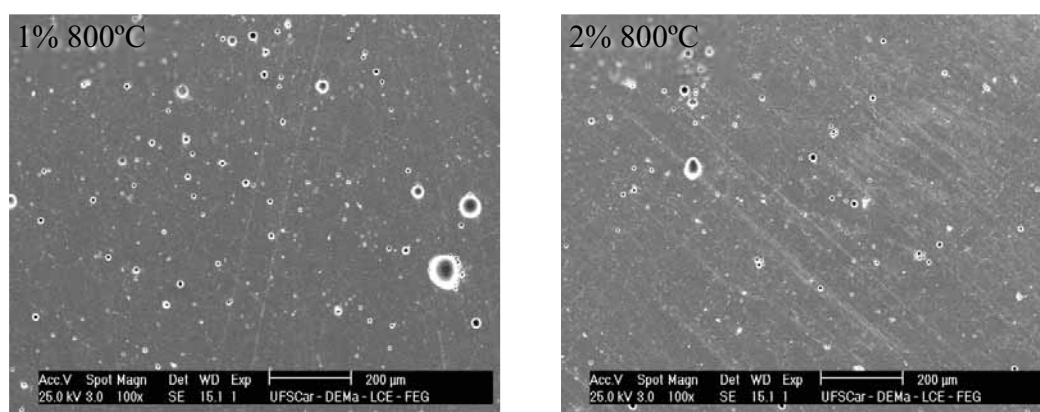


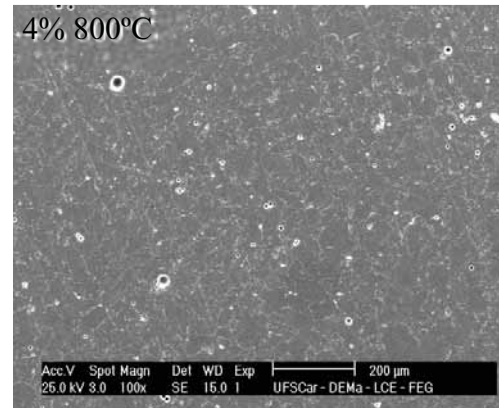
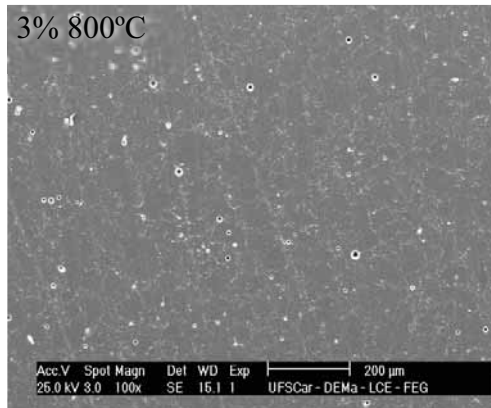
FIGURA 8 – Amostras cerâmica sem adição de ZrO_2 (a), 2% de ZrO_2 (b) e 7% ZrO_2 (c). Sinterizadas nas temperatura de 850°C (1), 900°C (2), 950°C (3) e 1000°C (4).

5.3.2 Microscopia Eletrônica de Varredura

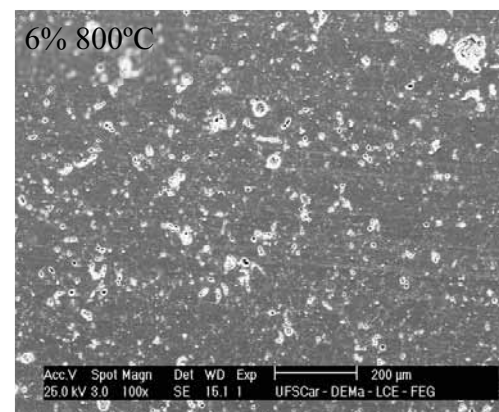
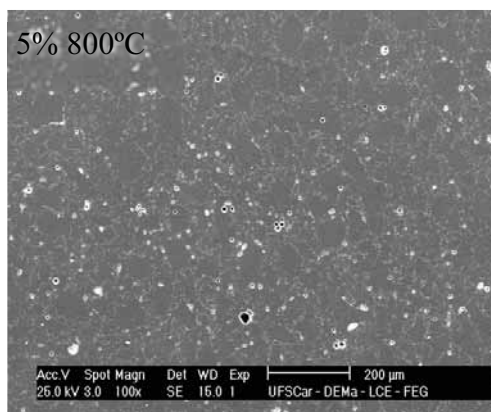
As Figuras de 9 a 19 são referentes às diferentes concentrações de adição de óxido de zircônio, sinterizadas na temperatura de 800°C, em aumento de 100 vezes. Pode-se observar que com o aumento da concentração, há também um aumento das áreas esbranquiçadas. A Figura 19 (grupo controle) apresenta área homogênea. Já nas demais figuras (Figura 10 a 18) há, gradualmente, maior evidência das áreas brancas. Também pode-se observar que há aumento gradual de porosidades de acordo com que se aumenta a concentração de óxido de zircônio. Estas porosidades se concentram na fase cristalina da cerâmica, provavelmente em decorrência da aglomeração de partículas de óxido de zircônio dentro da matriz vítrea. A Figura 20 evidencia um destes poros em amostra com 7% de óxido de zircônio, sinterizada à 800°C (aumento de 8000 vezes).



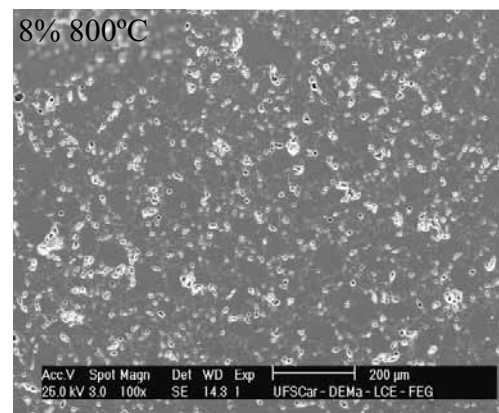
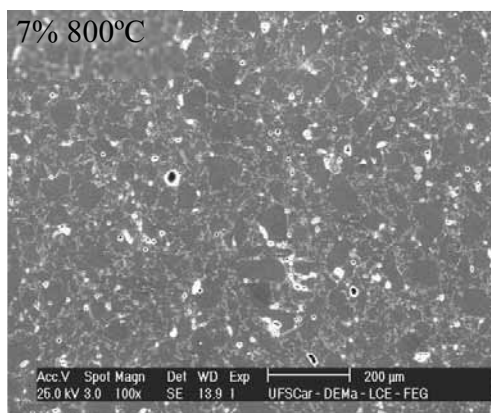
FIGURAS 9 e 10 – MEV de corpos-de-prova sinterizados à 800°C com adição de 1 e 2% de óxido de zircônio respectivamente.



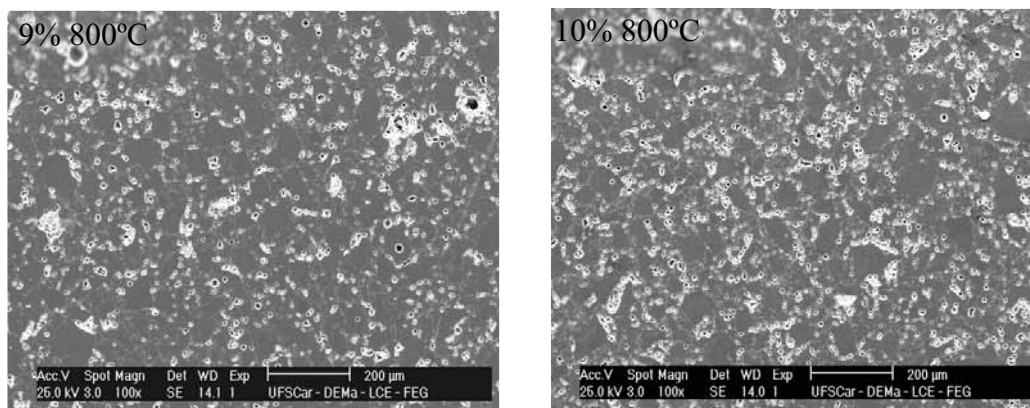
FIGURAS 11 e 12 – MEV de corpos-de-prova sinterizados à 800°C com adição de 3 e 4% de óxido de zircônio respectivamente.



FIGURAS 13 e 14 – MEV de corpos-de-prova sinterizados à 800°C com adição de 5 e 6% de óxido de zircônio respectivamente.



FIGURAS 15 e 16 – MEV de corpos-de-prova sinterizados à 800°C com adição de 7 e 8% de óxido de zircônio respectivamente.



FIGURAS 17 e 18 – MEV de corpos-de-prova sinterizados à 800°C com adição de 9 e 10% de óxido de zircônio respectivamente.

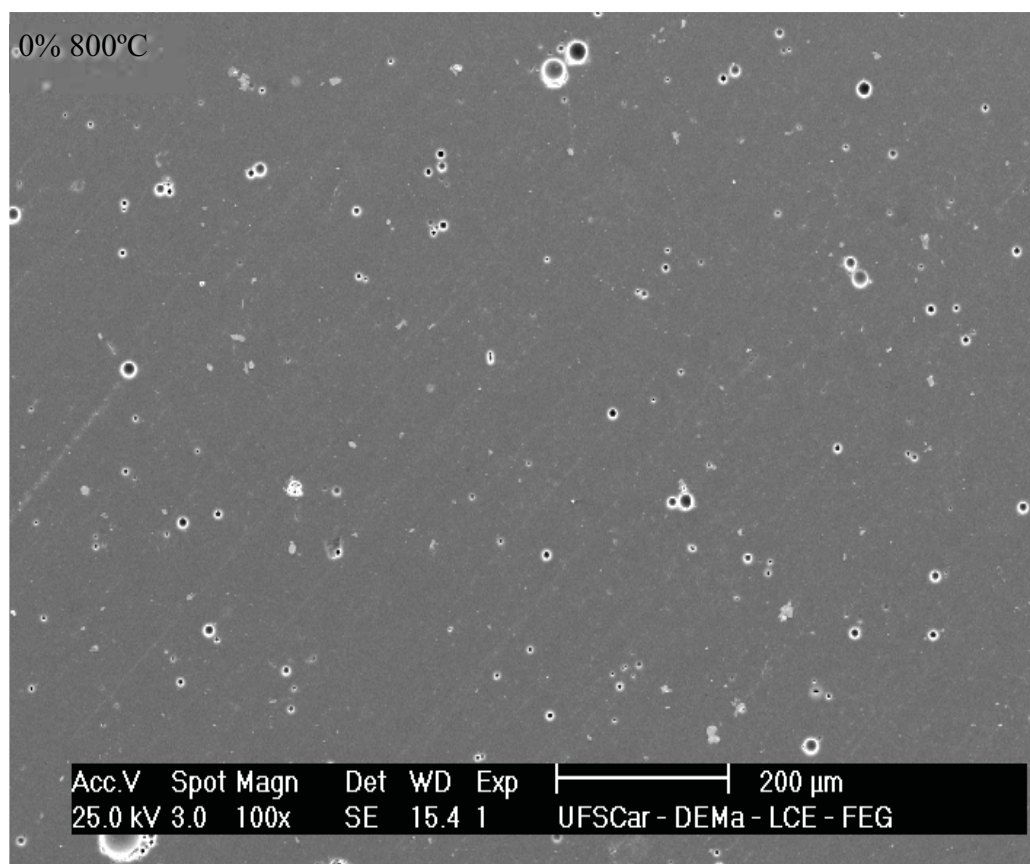


FIGURA 19 – MEV de corpo-de-prova sinterizado à 800°C sem adição de óxido de zircônio.

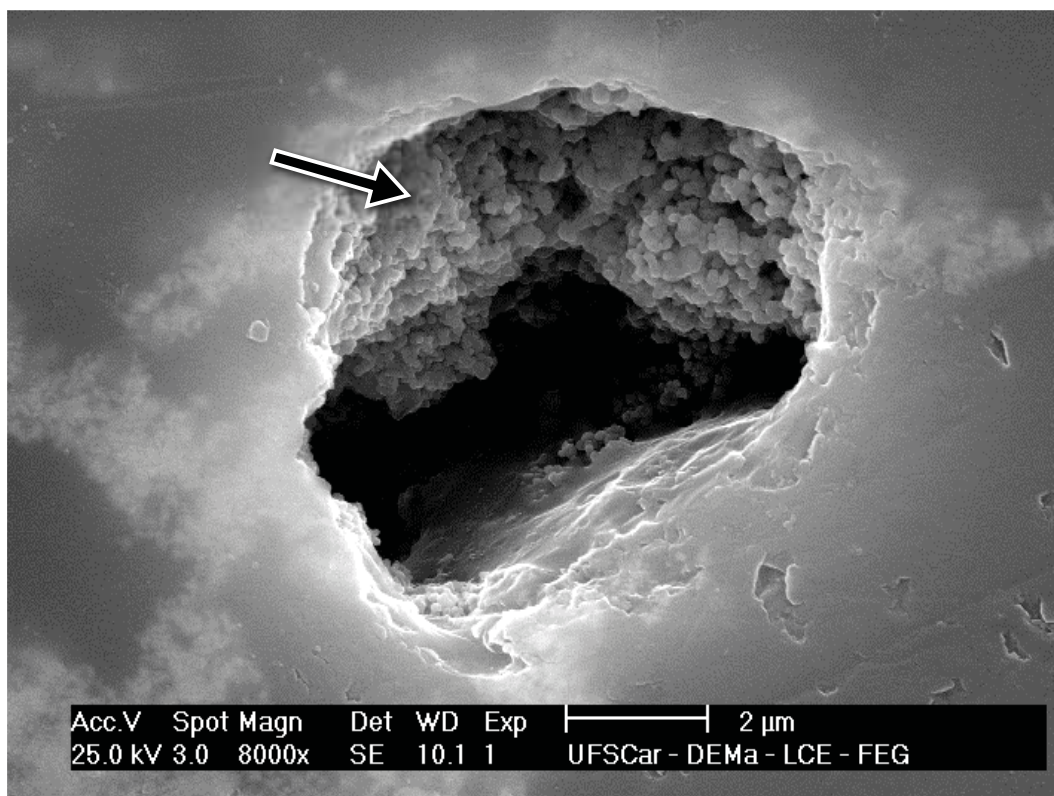


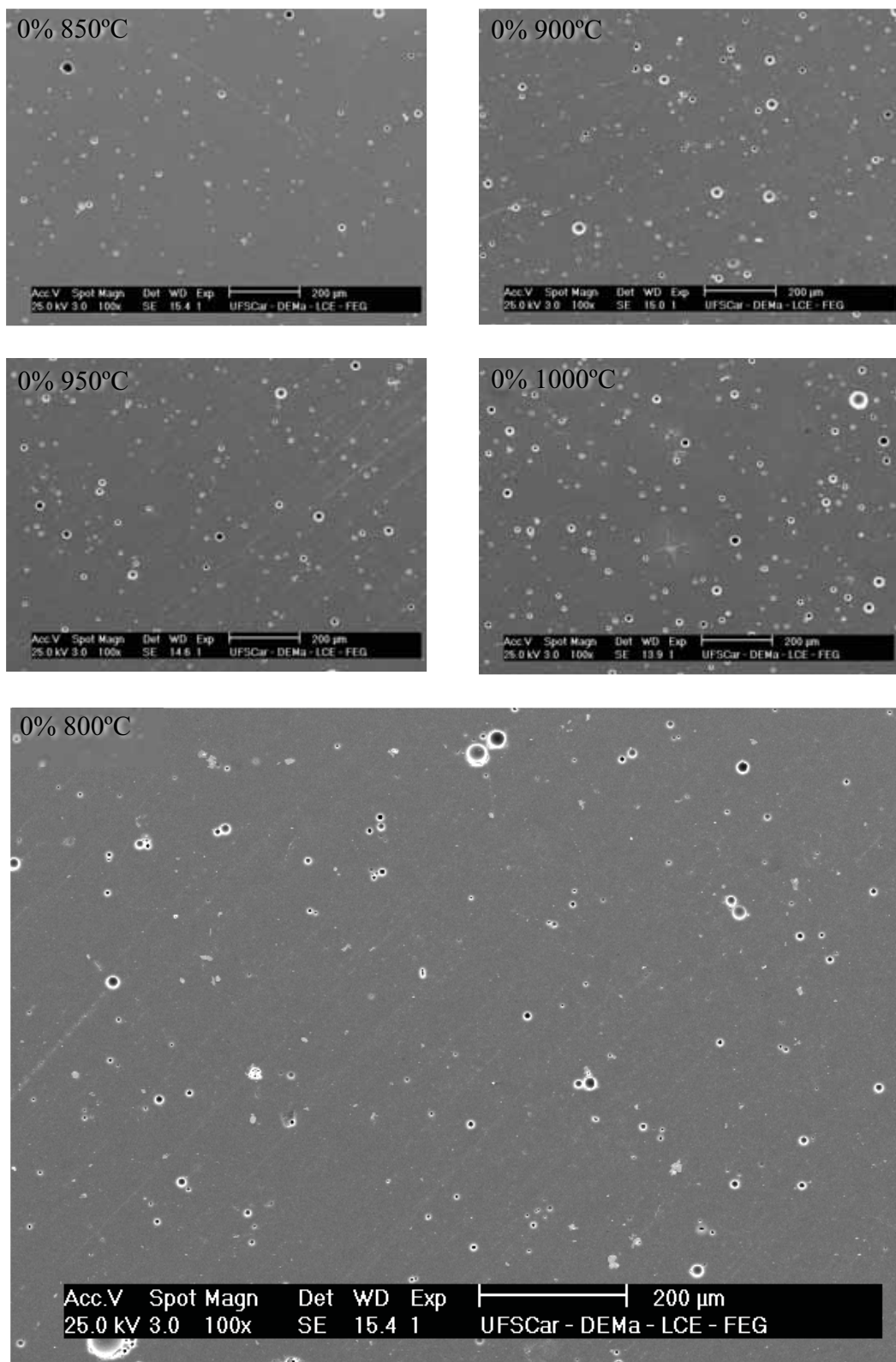
FIGURA 20 – Poro causado por aglomerado de partículas de óxido de zircônio.

Além da microscopia eletrônica de varredura foi realizada nesta área EDS (Quadro 5), que teve como objetivo, identificar os elementos químicos presentes na área do poro. O EDS mostrou grande porcentagem de Zr na região do poro.

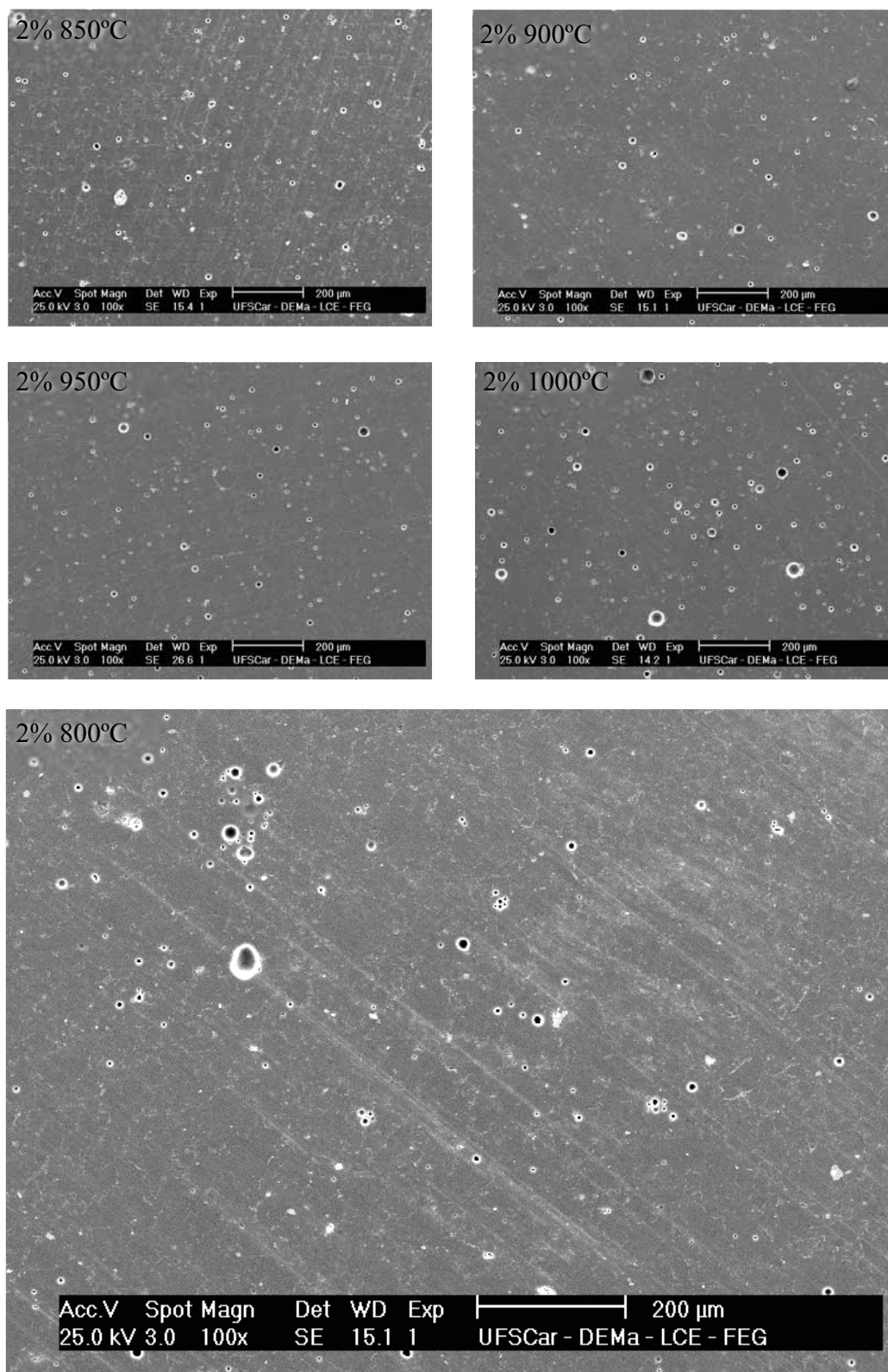
Quadro 5 – EDS da região da figura 20

Elemento	% do Elemento QM	% Atômica do Elemento QM
O	36,52	64,22
Na	2,04	2,50
Al	2,62	2,73
Si	13,39	13,41
K	7,61	5,47
Zr	37,83	11,67

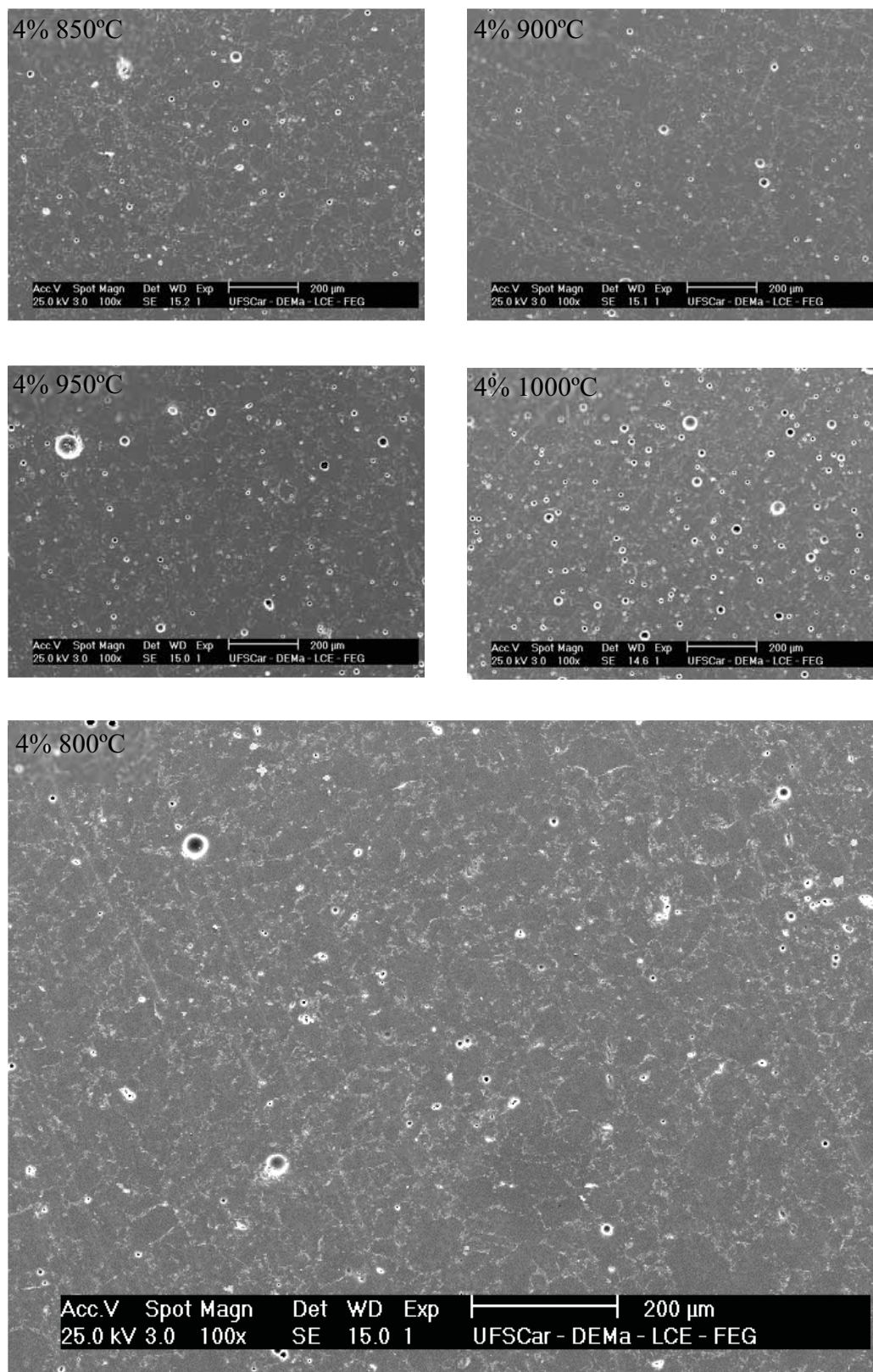
As Figuras 21 a 45 são referentes à diferentes temperaturas de sinterização para os grupos: controle, 2%, 4%, 6% e 7%, todas com aumento de 100 vezes. Quando a temperatura de sinterização é aumentada, também pode-se notar um aumento nas porosidades (Figuras 21 a 45), no entanto, estas, ocorrem dentro da fase vítrea.



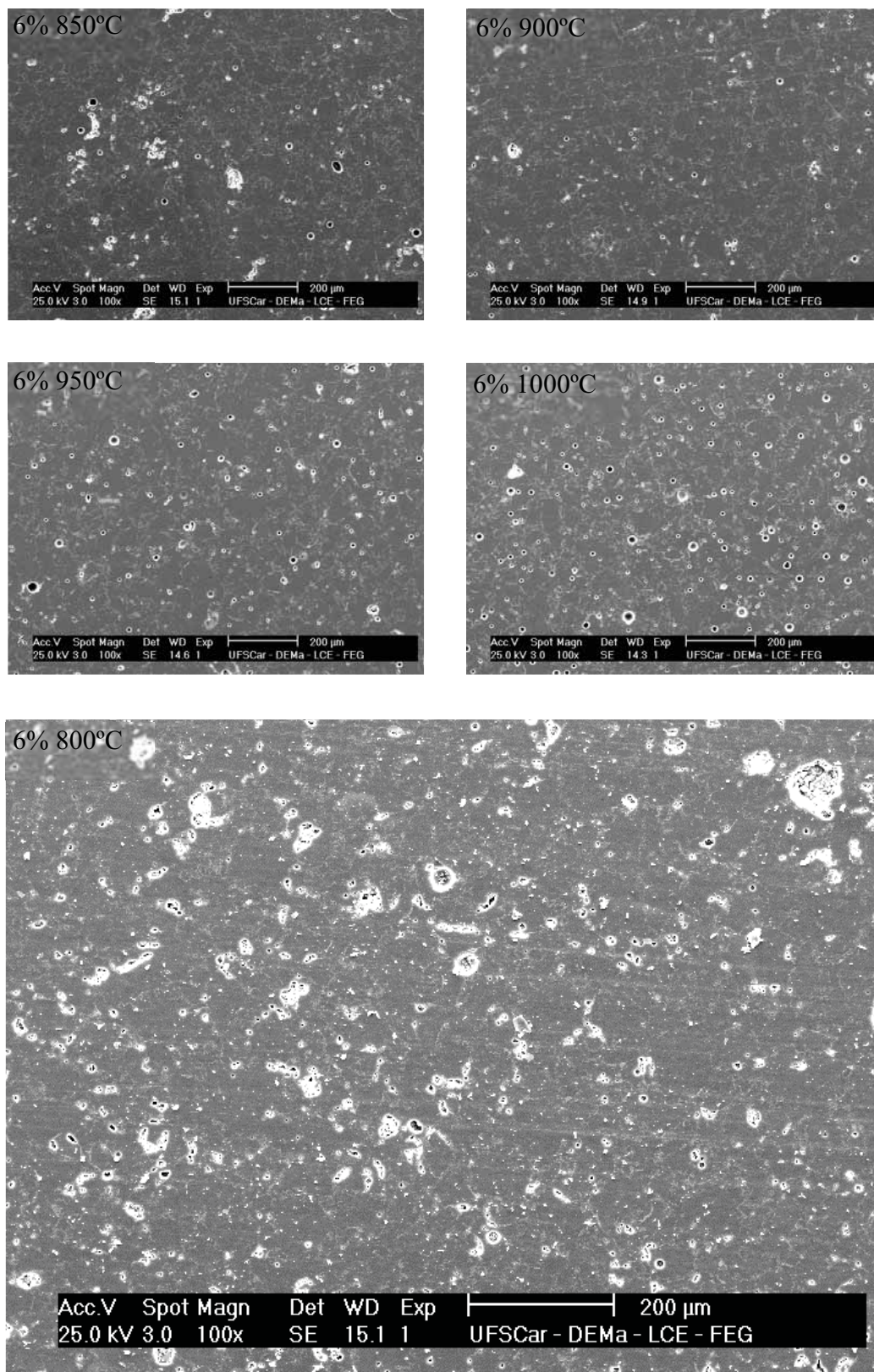
FIGURAS 21 a 25 – MEV de corpos-de-prova sem adição de óxido de zircônio sinterizados em diferentes temperaturas.



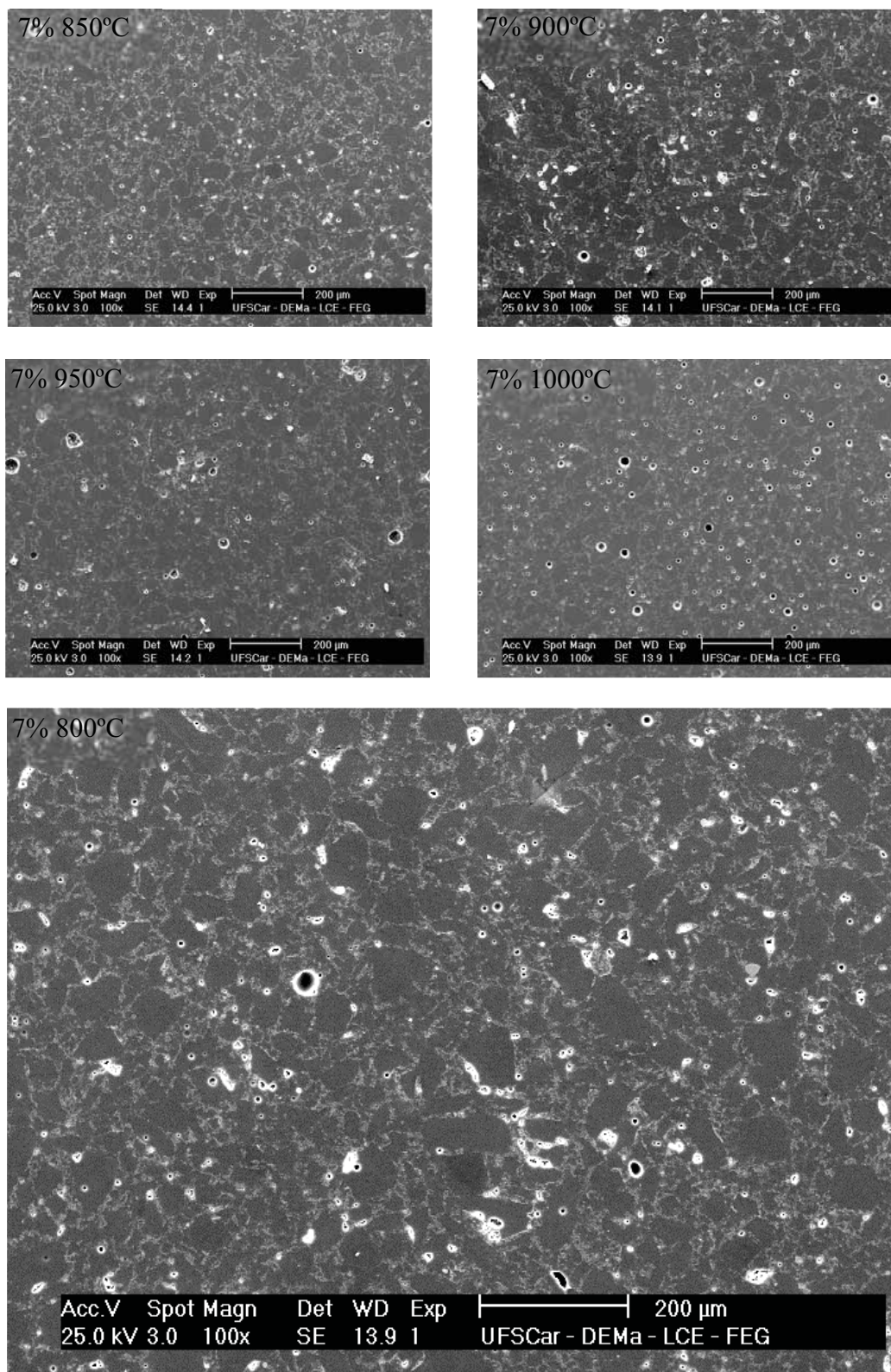
FIGURAS 26 a 30 – MEV de corpos-de-prova com adição de 2% de óxido de zircônio sinterizados em diferentes temperaturas.



FIGURAS 31 a 35 – MEV de corpos-de-prova com adição de 4% de óxido de zircônio sinterizados em diferentes temperaturas.



FIGURAS 36 a 40 – MEV de corpos-de-prova com adição de 6% de óxido de zircônio sinterizados em diferentes temperaturas.



FIGURAS 41 a 45 – MEV de corpos-de-prova com adição de 7% de óxido de zircônio sinterizados em diferentes temperaturas.

A Figura 46 (aumento de 8000 vezes) mostra um poro em amostra sem adição de óxido de zircônio, como formato circular, e localizado em região de porcelana feldspática. Estes poros também são encontrados em amostras com adição de óxido de zircônio, também nas regiões correspondentes à porcelana feldspática (Figura 47).

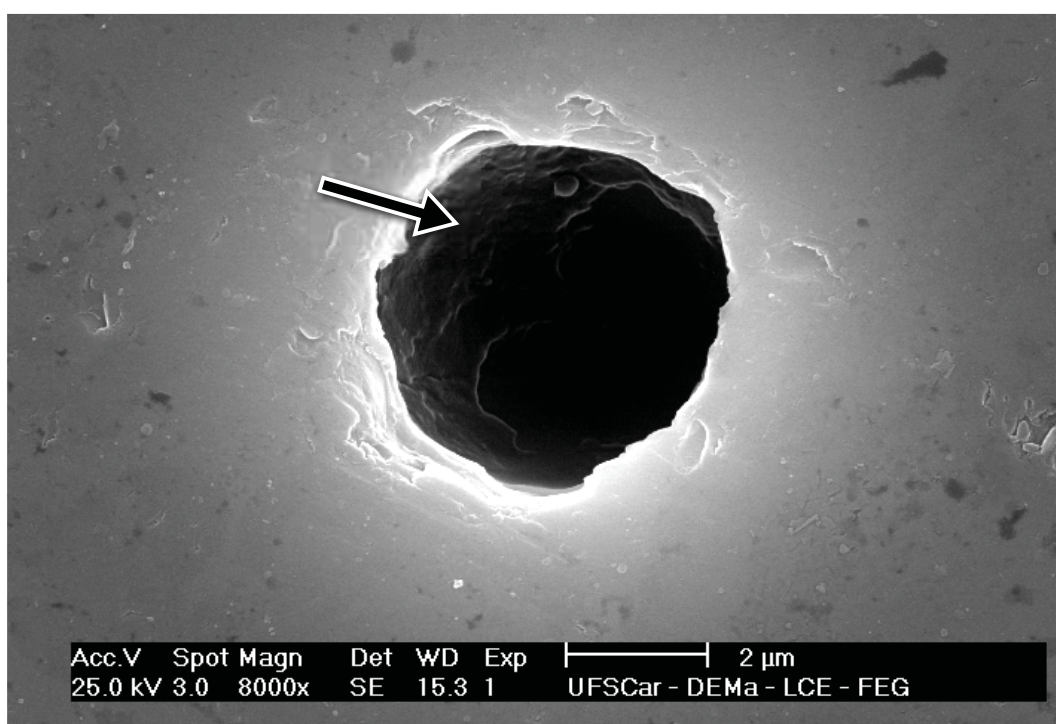


FIGURA 46 – Poro em amostra sem adição de óxido de zircônio.

Além da microscopia eletrônica de varredura foi realizada nesta área EDS (Quadro 6), que teve como objetivo, identificar os elementos químicos presentes na área do poro. O EDS não mostrou presença de Zr na região do poro.

Quadro 6 – EDS da região da figura 46

Elemento	% do Elemento QM	% Atômica do Elemento QM
O	44,89	59,34
Na	6,13	5,64
Al	7,57	5,94
Si	31,47	23,70
K	9,94	5,38
Zr	0,00	0,00

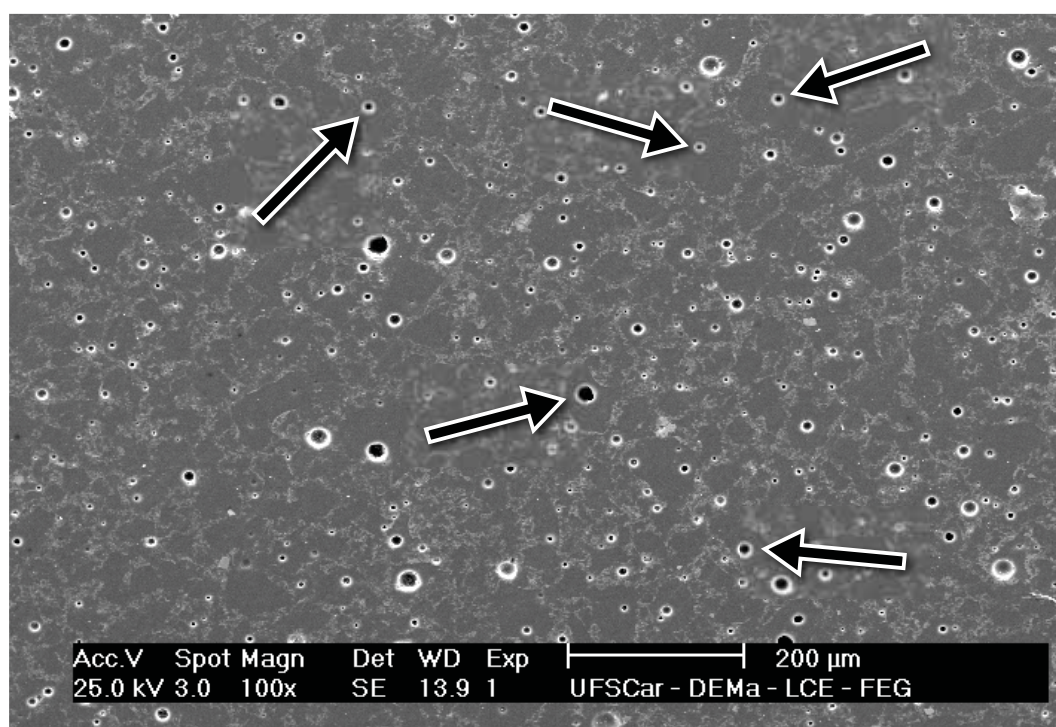


FIGURA 47 – Poros na região de porcelana feldspática em amostra com adição de 7% óxido de zircônio, sinterizada à 1000°C.

Cerâmica Pura

Discussão

6 DISCUSSÃO

A adição de zircônia em materiais cerâmicos tem, como principal finalidade, aumentar a tenacidade à fratura, reduzindo a velocidade de propagação de trincas, fenômeno este conhecido como crescimento subcrítico^{20,29,36,50,65}; adicionalmente, eleva-se também o estresse mínimo necessário para iniciar tal propagação^{19,20,63}. O mecanismo de tenacificação acima descrito envolve a transformação cristalina da fase tetragonal da zircônia em monoclinica, induzida pelas tensões localizadas na ponta da trinca^{20,36}; os estresses gerados pela expansão resultante atuam como escudo à propagação³⁶.

Todavia, para que possa ser efetivo, o mecanismo depende da presença da fase tetragonal estável à temperatura ambiente, o que é conseguido, durante o processo de fabricação, pela adição de óxido de ítrio⁴⁷, ou pelo controle da granulometria, com a obtenção de partículas inferiores a 0,5-0,8 μm , limite para cristalização espontânea da fase monoclinica²⁰. No presente estudo, foi utilizado óxido de zircônio com o granulometria média de 1 μm , porém, estabilizado por óxido de ítrio (Y_2O_3).

É importante ressaltar a impossibilidade de realizar a sinterização do óxido de zircônio em fornos cerâmicos convencionais, pois não atingem temperatura suficientemente alta para sinterização desse material, aproximadamente 1700 °C⁴⁷. Portanto, a idéia principal seria

melhorar as propriedades mecânicas de uma porcelana feldspática convencional adicionando o óxido de zircônio, que se comportaria como carga em meio à fase vítrea da porcelana, assim como propôs McLean e Hughes⁴¹ em 1965.

A tenacidade à fratura é uma medida da absorção de energia de materiais frágeis, a qual está relacionada ao nível de estresse antes do momento da fratura^{43,46,53}. Portanto, pode ser definida como propriedade mecânica que descreve a resistência de materiais frágeis à catastrófica propagação de defeitos intrínsecos sob uma tensão aplicada⁴. Maiores valores de tenacidade à fratura referem-se ao melhor comportamento mecânico do material²⁷.

São encontradas na literatura várias formas diferentes para se calcular a tenacidade à fratura, muitas delas complexas e de difícil realização, como as utilizadas por Kvan et al.³⁵ (1991), Mante et al.³⁹ (1993) Thompson, Anusavice⁶⁶ (1994), Thompson et al.⁶⁷ (1996), Baharav et al.⁸ (1996), Baharav et al.⁹ (1999), Scherrer et al.⁶⁰ (1999), Scherrer et al.⁵⁹ (2001), Fisher e Marx²⁷ (2002), Xiao-Ping et al.⁷⁴ (2002) Higashino et al.³² (2003), Quinn et al.⁵⁰ (2003), Della Bona et al.²² (2004), Guazzato et al.^{29,30} (2004), Rizkalla e Jones^{51,52} (2004), pois utilizam dois ou mais ensaios mecânicos, além da necessidade de máquinas especiais para confecção das amostras. Neste estudo utilizou-se a metodologia de fratura por indentação, empregada por Albakry et al.¹ (2003), Anstis et al.³ (1981), Denry, Holloway²³ (2004), Gorman et al.²⁸ (2000), Maehara et al.³⁷

(2005), Pagani et al.⁴⁶ (2003), Sasahara⁵⁷ (2003) Rosenstiel, Porter⁵⁵ (1989), Seghi et al.⁶⁴ (1995), Wagner, Chu⁷¹ (1996), Yilmaz et al.⁷⁵ (2007), por ser uma metodologia bastante utilizada, mais simples que as demais e que necessita de menor número de corpos-de-prova⁵⁸. Utiliza também fórmula simplificada para cálculo, mas que necessita da mensuração da dureza e do módulo de elasticidade. Neste estudo, como se trata de um novo compósito, formulado a partir de materiais cerâmicos conhecidos, o módulo de elasticidade foi obtido a partir do cálculo da média desses módulos e da proporção utilizada para cada grupo⁶. O módulo de elasticidade assumido para porcelana feldspática foi de 70 GPa^{51,52,62,67} e para o óxido de zircônio de 200 GPa^{31,48,51}.

Os valores de tenacidade à fratura para a porcelana feldspática Duceragold, sem e com adição de óxido de zircônio, variaram de 0,927 MPa.m^{1/2} a 1,800 MPa.m^{1/2}, sendo que o grupo controle obteve valores médios de 1,184 MPa.m^{1/2}, mostrando coerência com os resultados encontrados na literatura. Nos grupos mais promissores, até 4%, verificou-se tenacidade à fratura variando de 1,275 a 1,431 MPa.m^{1/2}. Drumond et al.²⁵ (2000), observaram valores de tenacidade à fratura (MPa.m^{1/2}) de 1,19 para Finesse sinterizada e 1,23 para Finesse injetada; Taira et al.⁶⁵ (1990), obtiveram valores para porcelana feldspática próximos de 1,50 MPa.m^{1/2}. O que pode ser observado em relação à adição de óxido de zircônio foi que houve uma tendência de aumento na tenacidade à fratura, de acordo com o aumento da concentração da carga, assim

como constatado por Cesar et al.¹⁶ (2005), em porcelanas feldspáticas convencionais adicionadas de leucita.

Para cerâmicas comerciais, com maior conteúdo cristalino, encontram-se, na literatura, os seguintes valores médios para tenacidade à fratura (em MPa.m^{1/2}): IPS Empress (leucita), 1,2²⁹, 1,26¹, 1,27⁷², 1,3²², 1,33²⁸, 1,49²⁵, 1,74⁷¹ e 1,8⁴⁹; IPS Empress II (dissilicato de lítio, atualmente designado por IPS e-Max Press ou IPS e-Max CAD), 1,05⁴⁶, 1,16¹, 2,48²⁷, 2,55⁶¹, 2,74²⁵, 2,8⁵⁰, 2,9²⁹ e 3,4²²; In-Ceram Spinell (óxidos de alumínio e de magnésio), 1,79³⁴; In-Ceram Alumina (óxido de alumínio), de 2,89 a 5,00^{27,29,34,46,50,71,72}; In-Ceram Zircônia (óxido de zircônio), entre 4,8^{30,50} e 5,45³⁶; Procera AllCeram (óxido de alumínio), 4,48⁷¹ e 3,84⁷². Sistemas compostos apenas por óxido de zircônio, estabilizado por ítria, apresentam valores ainda maiores em relação às demais cerâmicas^{31,75}, com tenacidade à fratura ao redor de 6,27MPa.m^{1/2}. É importante ressaltar, contudo, que, além das diferentes composições e porcentagens de fase cristalina, existem variações metodológicas consideráveis de estudo para estudo, sendo assim, os valores numéricos servem somente como referência e não devem ser utilizados de maneira absoluta.

Os ensaios de dureza não evidenciaram qualquer aumento significativo para as adições estudadas. Ao contrário, concentrações a partir de 6% de zircônia reduziram, de maneira significativa e progressiva, a dureza da porcelana feldspática Duceragold, inviabilizando, até, leituras

com concentrações acima de 8%, em massa. Por outro lado, baixas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% não foram capazes de influenciar, negativamente, esta propriedade, mostrando que é possível ganho estrutural^{29,50} (tabela 10), sem comprometimento superficial. Os resultados deste trabalho mostraram dureza de cerca de 500 VHN, valores menores dos que os apresentados por Borges, et al.¹¹ 2002, que mostraram valores de 513 a 553 VHN e próximos aos encontrados por Segalla⁶¹ em 2007 (503 VHN).

Tais resultados são opostos aos encontrados por outros autores^{34,64}, que observaram maiores valores de dureza, para porcelanas feldspáticas reforçadas com leucita, alumina, fluormica e zircônia em diferentes concentrações. É claro, contudo, que as propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos dependem da interação de vários fatores, entre eles composição, concentração da fase cristalina, largura e distribuição dos cristais^{16,50}, além da presença de defeitos internos⁷⁸ e do método de processamento⁶³. Clinicamente, é desejável uma porcelana resistente, porém, com valor de dureza próximo ao do esmalte dental que é de 408 VHN⁴.

Com o objetivo de melhorar a interação entre as partículas de óxido de zircônio e da porcelana feldspática foram utilizadas temperaturas de sinterização maiores que a indicada pelo fabricante, que é de 800°C: até 1000°C, com intervalos de 50°C. Estas temperaturas não tiveram influência direta na fase cristalina adicionada, pois a temperatura de fusão

do óxido de zircônio é de cerca de 1700°C ⁴⁷. Entretanto, a elevação da temperatura mostrou-se importante nas adições de óxido de zircônio, aumentando os valores médios de tenacidade à fratura dos grupos experimentais. Já para dureza, o aumento da temperatura de sinterização recuperou os valores obtidos nestes grupos, trazendo-os para patamares próximos aos encontrados no grupo controle. É possível que maior quantidade de calor possa aumentar a energia de superfície das partículas de zircônia e favorecer o contato com a fase vítrea da porcelana. Amostras com alta concentração, sinterizadas em baixas temperaturas, demonstraram fragilidade muito maior e um polimento dificultado, afirmação que pode ser comprovada pela impossibilidade de se realizar leituras com amostras adicionadas de mais de 8% de óxido de zircônio. Todavia, o aumento da temperatura parece ter efeitos antagônicos nos constituintes do compósito: enquanto o aumento melhora a interação das partículas de óxido de zircônio com a matriz vítrea (resultando em aumento da dureza), esta, parece incorporar um maior número de poros (o que justificaria a redução da tenacidade à fratura). Considerando, então, que maior porosidade pode influenciar negativamente nas propriedades mecânicas^{25,28,78}, fica comprometido o aumento da temperatura de sinterização para mais de 900°C e a adição de óxido de zircônio a mais que 4%, em massa.

Sabe-se que as propriedades mecânicas e estéticas de uma cerâmica determinam sua indicação. Porcelanas mais estéticas, que são

também normalmente mais frágeis, são indicadas para serem coladas aos dentes por técnicas adesivas ou como material de cobertura sobre copings com resistência mecânica suficiente para suportar a demanda funcional das próteses. Cerâmicas mais resistentes, apresentam necessidade de cobertura com materiais mais estéticos pois normalmente se apresentam opacas e, devido às condições inerentes ao seu processamento, com uma única cor¹⁸.

Do ponto de vista clínico, é interessante o ganho em resistência mecânica para as restaurações estéticas indiretas. As cerâmicas vítreas, indicadas para facetas, inlays/onlays e coroas totais anteriores, embora satisfatórias^{19,20}, podem ser melhoradas e a adição de zircônia mostra-se promissora neste sentido. Todavia, em virtude da complexa composição e estrutura dos materiais cerâmicos e da escassez de informações técnicas por parte dos fabricantes, estudos complementares sobre porosidades³⁶ e métodos de processamento²⁵ são absolutamente indicados. Adicionalmente, outros ensaios mecânicos, estáticos^{50,62} ou dinâmicos devem ser realizados.

Por outro lado, a indicação clínica de um ou outro material não está embasada somente nas propriedades mecânicas. Outros fatores tais como: tamanho, forma e localização da restauração, união ao cimento utilizado, características ópticas^{18,36,78}, adaptação marginal, biocompatibilidade, facilidade de confecção, fatores relacionados ao paciente e custo. Tudo isso deve ser analisado e discutido a fim de

possibilitar a escolha correta de um sistema cerâmico. As próteses de cerâmica pura são atualmente uma realidade nos consultórios dentários, com bons índices de sucesso clínico em longo prazo¹⁰; entretanto, é necessário lembrar que as conclusões e as observações derivadas deste estudo são limitadas e mais estudos in vitro e in vivo devem ser realizados com materiais cerâmicos para se conhecer suas limitações, oferecendo informações mais seguras e evidências para a correta tomada de decisões.

Cerâmica Pura

Conclusão

7 CONCLUSÃO

À vista dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Independentemente da temperatura de sinterização, o aumento da concentração de óxido de zircônio, aumenta a tenacidade à fratura.
2. Independentemente da concentração, temperaturas de 950 e 1000°C diminuem a tenacidade à fratura.
3. À partir da concentração de 6% de óxido de zircônio, a dureza diminui, independentemente da temperatura.
4. O aumento da temperatura de sinterização proporciona aumento dos valores de dureza, independentemente da concentração.
5. O aumento da concentração de óxido de zircônio e da temperatura de sinterização, aumentam a porosidade do material.
6. Considerando as duas propriedades mecânicas e as características da superfície, pode-se observar que as amostras com adição de até 4% de óxido de zircônio à porcelana feldspática Duceragold,

sinterizadas em temperaturas de até 900°C, se apresentam como as mais promissoras para futuras aplicações.

Cerâmica Pura

Referências

8 REFERÊNCIAS*

1. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2003; 31: 181-8.
2. Anderson M, Odén A. A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand. 1993; 51: 59-64.
3. Anstis GR, Chantikul P, Lawn BR, Marshall BD. A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness: I, direct crack measurements. J Am Ceram Soc. 1981; 64: 533-8.
4. Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. 11th ed. Philadelphia: Saunders; 2003. 608 p.
5. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia bars. Dent Mater. 2001; 17: 260-7.
6. Ashby MF, Jones DRH. Engineering materials 2: an introduction to microstructures, processing and design. 3rd ed. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2005. 352p.

* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível em:
http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html.

7. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*. 2006; 95: 117-23.
8. Baharav H, Laufer BZ, Mizrachi A, Cardash HS. Effect of different cooling rates on fracture toughness and microhardness of a glazed alumina reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*. 1996; 76: 19-22.
9. Baharav H, Laufer BZ, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*. 1999; 81: 515-9.
10. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Dent Technol*. 2001; 24: 41-55.
11. Borges GA, Correr Sobrinho L, Almeida MAB, Spohr AM. Avaliação da dureza e rugosidade superficial da cerâmica feldspática glazeada e polida. *Rev Odonto Ciência*. 2002; 17: 302-6.
12. Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. *J Prosthet Dent*. 1989; 62: 476-9.
13. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch, EJR. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics – Part II. *J Dent Res*. 1997; 25: 409-14.

14. Cattell MJ, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J Dent.* 1999; 27: 183-96.
15. Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DY. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *J Dent.* 2002; 30: 161-9.
16. Cesar PF, Yoshimura HN, Miranda Júnior WG, Okada CY. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *J Dent.* 2005; 33: 721-9.
17. Chain NMC, Arcari GM, Lopes GC. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. *RGO.* 2000; 48: 67-70.
18. Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater.* 2008; 24: 1506-11.
19. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 388-404.
20. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G. Slow-crack-growth of zirconia-toughened alumina ceramics processed by different methods. *J Am Ceram Soc.* 2003; 86: 115-20.

21. Della Bonna A, Kelly R. The clinical success of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 2008; 139: 8s-13s.
22. Della Bona A, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate and leucite – based ceramics. Dent Mater. 2004; 20: 956-62.
23. Denry IL, Holloway JA. Elastic constants, Vickers hardness, and fracture toughness of fluorrichterite based glass-ceramics. Dent Mater. 2004; 20: 213-9.
24. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. Int J Prosthodont. 1992; 5 :9-16.
25. Drummond JL, King, TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. Dent Mater. 2000; 16: 226-33.
26. Evans DB, O'Brien WJ. Fracture strength of glass infiltrated-magnesia core porcelain. Int J Prosthodont. 1999; 12: 38-44.
27. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. Dent Mater. 2002; 18: 12-9.
28. Gorman CM, Mcdevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. Dent Mater. 2000; 16: 389-95.

29. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater. 2004; 20: 441-8.
30. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater. 2004; 20: 449-56.
31. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials. 2004; 25: 5045-52.
32. Higashino Y, Yamauchi M, Goto T, Nagasawa T. Evaluation of brittleness of porcelain fused to pure titanium by fracture toughness, hardness and fracture energy. Dent Mater J. 2003; 22: 532-42.
33. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS-Empress 2 and the IPS-Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res. 2000; 53: 297-303.
34. Jung YG, Peterson IM, Pajares A, Lawn BR. Contact damage resistance and strength degradation of glass-infiltrated alumina and spinel ceramics. J Dent Res. 1999; 78: 804-14.

35. Kvan K, Hero H, Oilo G. Fracture toughness measurements of some dental core ceramics: a methodologic study. *Scand J Dent Res*. 1991; 99: 527-32.
36. Lee DY, Jang JW, Kim BY. Effect of zirconia addition on mechanical and optical properties of alumina/zirconia-glass composites prepared by melt infiltration. *J Mater Sci Letters*. 2003; 22: 1451-4.
37. Maehara S, Fujishima A, Hotta Y, Miyazaki T. Fracture toughness measurement of dental ceramics using the indentation fracture method with different formulas. *Dent Mater J*. 2005; 24: 328-34.
38. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram alumina and spinell ceramic. *Int J Prosthodont*. 1997; 10: 459-66.
39. Mante FK, Brantley WA, Dhuru VB, Ziebert GJ. Fracture toughness of high alumina core dental ceramics: the effect of water and artificial saliva. *Int J Prosthodont*. 1993; 6: 546-52.
40. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 61-6.
41. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*. 1965; 119: 251-67.

42. Miranda CC. Sistema In-Ceram Alumina. Rev Bras Prótese Clin Lab. 1998; 1: 163-72.
43. Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. Dent Mater. 1986; 2: 58-62.
44. Myers, ML, Ergle, C, Fairhurst, CW, Ringle, RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. Int J Prosthodont. 1994; 7: 549-53.
45. Oilo G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. Acta Odontol Scand. 1988; 46: 313-22.
46. Pagani C, Miranda CB, Bottino MC. Avaliação da tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. J Appl Oral Sci. 2003; 11: 69-75.
47. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999; 20: 1-25.
48. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1992; 5: 409-14.
49. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. J Oral Rehabil. 1997; 24: 636-45.

50. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater.* 2003; 19: 603-11.
51. Rizkalla AS, Jones DW. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dent Mater.* 2004; 20: 198-206.
52. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater.* 2004; 20: 207-12.
53. Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of dental porcelain with a metal substructure. *Dent Mater.* 1988; 4: 187-90.
54. Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of metal ceramic restorations with different manipulative variables. *J Prosthet Dent.* 1989; 61: 185-91.
55. Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 1989; 62: 529-32.
56. Rocha PVB. Avaliação in vitro da fenda e da infiltração marginal de restaurações inlays de cerâmicas puras [tese de doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1997.

57. Sasahara RMC. Avaliação da rugosidade superficial, da dureza e da tenacidade à fratura de cerâmicas odontológicas frente ao polimento e ao glaze [dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.
58. Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HW. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dent Mater.* 1998; 14: 246-55.
59. Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HW, Belser UC. Effect of water exposure on the fracture toughness and flexure strength of a dental glass. *Dent Mater.* 2001; 17: 367-71.
60. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{IC}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater.* 1999; 15: 342-8.
61. Segalla JCM. Estudo da dureza Vickers e da tenacidade à fratura pelo método de indentação de diferentes sistemas cerâmicos [tese de livre docência]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.
62. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 239-46.
63. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater.* 1990; 6: 181-4.

64. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 145-50.
65. Taira M, Nomura Y, Wakasa M, Yamaki M. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *J Oral Rehabil.* 1990; 17: 551-63.
66. Thompson JY, Anusavice KJ. Effect of surface etching on the flexure strength and fracture toughness of Dicor disks containing controlled flaws. *J Dent Res.* 1994; 73: 505-10.
67. Thompson JY, Bayne SC, Heymann HO. Mechanical properties of a new mica-based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 619-23.
68. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000; 28: 529-35.
69. Uctalasi S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *J. Oral Rehabil.* 1996; 23: 257-61.
70. Van Noort R. Introduction to dental materials. 3rd ed. London: Mosby; 2007. 304p.

71. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 140-4.
72. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 534-41.
73. White SN, Caputo AA, Li ZC, Zhao XY. Modulus of rupture of the Procera All-Ceramic System. *J Esthet Dent.* 1996; 8: 120-126.
74. Xiao-Ping L, Jie-Mo T, Yun-Long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater.* 2002; 18: 216-20.
75. Yilmaz H, Aydin C, Gul B. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 120-8.
76. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2008; 17: 370-7.
77. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 183-9.

78. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of power/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent.* 2004; 91: 128-35.

Cerâmica Pura

Apêndices

APENDICE A

Tabela A1 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade à fratura do grupo sem adição de óxido de zircônio

	0% 800	0% 850	0% 900	0% 950	0% 1000
CP1	1,32	1,17	1,25	1,07	1,11
CP2	1,2	1,27	1,15	1,25	1,13
CP3	1,32	1,24	1,09	1,08	1,04
CP4	1,21	1,24	1,09	1,15	1,04
CP5	1,03	1,06	1,24	1,05	1,05
CP6	1,05	1,17	1,25	1,07	1,11
CP7	1,17	1,27	1,15	1,25	1,13
CP8	1,18	1,24	1,09	1,08	1,04
CP9	1,18	1,24	1,09	1,15	1,04
CP10	1,18	1,06	1,24	1,05	1,05
Média	1,184	1,196	1,164	1,120	1,074
DP	0,0942	0,0796	0,0735	0,0772	0,0403
CV	7,954947	6,656368	6,315715	6,890379	3,755303

Tabela A2 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade à fratura do grupo com adição de 1% de óxido de zircônio

	1% 800	1% 850	1% 900	1% 950	1% 1000
CP1	1,20	1,41	1,43	1,24	1,14
CP2	1,39	1,25	1,30	1,15	1,03
CP3	1,12	1,50	1,34	1,16	1,17
CP4	1,14	1,49	1,30	1,24	1,09
CP5	1,44	1,55	1,35	1,13	1,15
CP6	1,56	1,23	1,48	1,10	1,02
CP7	1,27	1,27	1,22	1,18	1,13
CP8	1,19	1,46	1,21	1,27	1,24
CP9	1,21	1,43	1,47	1,19	1,11
CP10	1,23	1,29	1,38	1,17	1,07
Média	1,275	1,388	1,348	1,183	1,115
DP	0,1426	0,1174	0,0944	0,0533	0,0664
CV	11,18545	8,462139	7,001123	4,509193	5,952857

Tabela A3 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade à fratura do grupo com adição de 2% de óxido de zircônio

	2% 800	2% 850	2% 900	2% 950	2% 1000
CP1	1,46	1,25	1,27	1,24	0,89
CP2	1,36	1,14	1,30	1,15	0,97
CP3	1,32	1,31	1,22	1,12	0,93
CP4	1,22	1,53	1,35	1,18	0,91
CP5	1,14	1,39	1,39	1,12	1,00
CP6	1,40	1,37	1,27	1,09	0,85
CP7	1,34	1,48	1,35	1,23	0,99
CP8	1,36	1,39	1,49	1,29	0,93
CP9	1,29	1,58	1,41	1,17	0,93
CP10	1,21	1,45	1,39	1,10	0,87
Média	1,310	1,389	1,344	1,169	0,927
DP	0,0966	0,1318	0,0804	0,0664	0,0494
CV	7,374746	9,487288	5,985358	5,680738	5,334688

Tabela A4 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade à fratura do grupo com adição de 3% de óxido de zircônio

	3% 800	3% 850	3% 900	3% 950	3% 1000
CP1	1,45	1,40	1,32	1,25	1,16
CP2	1,53	1,50	1,45	1,11	1,05
CP3	1,34	1,52	1,43	1,09	0,98
CP4	1,30	1,43	1,42	1,19	1,01
CP5	1,48	1,45	1,50	1,17	1,07
CP6	1,45	1,34	1,34	1,30	1,09
CP7	1,33	1,35	1,41	1,03	1,18
CP8	1,21	1,32	1,44	1,29	1,04
CP9	1,45	1,45	1,30	1,19	1,06
CP10	1,41	1,55	1,41	1,18	1,05
Média	1,395	1,431	1,402	1,180	1,069
DP	0,0973	0,0787	0,0629	0,0864	0,0615
CV	6,976727	5,497025	4,483443	7,322871	5,757243

Tabela A5 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade à fratura do grupo com adição de 4% de óxido de zircônio

	4% 800	4% 850	4% 900	4% 950	4% 1000
CP1	1,29	1,36	1,83	1,15	0,96
CP2	1,36	1,50	1,28	1,05	0,93
CP3	1,43	1,35	1,13	1,09	0,98
CP4	1,41	1,46	1,43	1,31	0,89
CP5	1,53	1,42	1,46	1,19	0,80
CP6	1,56	1,41	1,31	1,23	0,96
CP7	1,47	1,39	1,47	1,18	1,03
CP8	1,42	1,29	1,50	1,17	0,95
CP9	1,25	1,49	1,43	1,32	0,95
CP10	1,36	1,59	1,40	1,16	1,02
Média	1,408	1,426	1,424	1,185	0,947
DP	0,0977	0,0868	0,1810	0,0851	0,0657
CV	6,941036	6,088385	12,71048	7,185395	6,934267

Tabela A6 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade à fratura do grupo com adição de 5% de óxido de zircônio

	5% 800	5% 850	5% 900	5% 950	5% 1000
CP1	1,64	1,24	1,41	1,16	1,06
CP2	1,36	1,29	1,21	1,31	1,09
CP3	1,37	1,23	1,35	1,29	0,98
CP4	1,25	1,42	1,45	1,23	1,02
CP5	1,43	1,51	1,42	1,28	1,01
CP6	1,51	1,45	1,58	1,25	0,99
CP7	1,21	1,46	1,39	1,26	0,85
CP8	1,47	1,56	1,59	1,16	1,04
CP9	1,24	1,39	1,42	1,18	1,09
CP10	1,4	1,46	1,42	1,33	1,15
Média	1,388	1,401	1,424	1,245	1,028
DP	0,1336	0,1128	0,1081	0,0613	0,0813
CV	9,628936	8,050528	7,593800	4,925936	7,913397

Tabela A7 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade à fratura do grupo com adição de 6% de óxido de zircônio

	6% 800	6% 850	6% 900	6% 950	6% 1000
CP1	1,50	1,51	1,53	1,27	1,16
CP2	1,65	1,54	1,55	1,21	0,98
CP3	1,46	1,41	1,48	1,19	1,05
CP4	1,73	1,47	1,31	1,27	1,07
CP5	1,22	1,59	1,69	1,35	1,03
CP6	1,26	1,32	1,42	1,20	1,01
CP7	1,29	1,46	1,43	1,26	0,99
CP8	1,58	1,48	1,45	1,25	1,10
CP9	1,51	1,71	1,70	1,30	1,14
CP10	1,37	1,42	1,56	1,23	1,05
Média	1,457	1,491	1,512	1,253	1,058
DP	0,1706	0,1069	0,1211	0,0488	0,0605
CV	11,71057	7,171131	8,008443	3,892566	5,719877

Tabela A8 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade à fratura do grupo com adição de 7% de óxido de zircônio

	7% 800	7% 850	7% 900	7% 950	7% 1000
CP1	1,23	1,83	1,49	1,29	1,25
CP2	1,68	1,42	1,47	1,48	1,21
CP3	1,85	2,15	1,72	1,4	1,39
CP4	1,39	1,76	1,82	1,5	1,2
CP5	1,47	1,82	1,39	1,32	1,25
CP6	1,76	1,89	1,57	1,27	1,29
CP7	1,57	1,54	1,59	1,38	1,18
CP8	1,36	1,82	1,84	1,44	1,21
CP9	1,88	1,9	1,43	1,57	1,26
CP10	1,92	1,87	1,54	1,32	1,24
Média	1,611	1,800	1,586	1,397	1,248
DP	0,2428	0,2002	0,1581	0,0994	0,0596
CV	15,07030	11,12345	9,970236	7,118717	4,774936

APENDICE B

Tabela B1 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers do grupo sem adição de óxido de zircônio

	0% 800	0% 850	0% 900	0% 950	0% 1000
CP1	494,37	488,32	503,35	491,87	492,40
CP2	514,87	495,25	501,48	489,30	497,70
CP3	505,65	493,05	496,27	482,20	514,45
CP4	505,30	494,70	495,27	489,98	498,02
CP5	528,30	486,32	495,07	491,82	509,35
CP6	507,67	494,76	489,09	494,65	500,10
CP7	495,35	498,07	497,76	495,95	492,79
CP8	503,90	486,12	494,43	489,69	495,88
CP9	509,54	500,01	491,33	498,48	497,32
CP10	497,09	496,95	499,17	492,30	499,00
Média	506,20	493,35	496,32	491,62	499,70
DP	10,1322	4,8774	4,3417	4,4233	6,9877
CV	2,001613	0,988614	0,874780	0,899725	1,398377

Tabela B2 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers do grupo com adição de 1% de óxido de zircônio

	1% 800	1% 850	1% 900	1% 950	1% 1000
CP1	486,20	488,12	502,80	497,48	508,70
CP2	503,12	495,62	497,75	511,27	518,42
CP3	493,70	502,87	494,50	501,07	519,17
CP4	495,77	515,30	502,48	493,52	505,98
CP5	489,57	509,98	504,55	496,5	511,20
CP6	489,60	501,86	508,10	499,00	497,40
CP7	478,87	499,98	498,98	494,82	498,40
CP8	488,98	496,60	502,03	497,74	506,34
CP9	500,77	508,98	492,07	504,40	503,12
CP10	487,07	501,49	499,99	498,10	500,20
Média	491,36	502,08	500,32	499,39	506,89
DP	7,1861	7,8660	4,7446	5,1740	7,6582
CV	1,462484	1,566678	0,948314	1,036075	1,510810

Tabela B3 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers do grupo com adição de 2% de óxido de zircônio

	2% 800	2% 850	2% 900	2% 950	2% 1000
CP1	493,07	495,07	510,43	502,52	504,98
CP2	496,77	498,18	502,10	503,23	497,50
CP3	490,65	494,85	507,73	500,18	507,70
CP4	496,60	488,65	504,87	495,90	503,91
CP5	492,47	501,20	500,00	489,33	500,32
CP6	491,00	495,53	507,81	502,32	504,03
CP7	487,07	498,77	499,50	504,70	497,49
CP8	491,10	493,52	495,44	505,11	501,40
CP9	494,50	500,48	504,31	501,21	492,42
CP10	495,90	491,30	496,56	508,37	505,58
Média	492,91	495,75	502,87	501,29	501,53
DP	3,0973	3,9945	5,0162	5,3335	4,6586
CV	0,628370	0,805747	0,997499	1,063962	0,928874

Tabela B4 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers do grupo com adição de 3% de óxido de zircônio

	3% 800	3% 850	3% 900	3% 950	3% 1000
CP1	490,50	492,60	487,27	485,23	499,80
CP2	493,25	488,73	491,10	497,95	497,12
CP3	493,95	503,15	492,48	507,07	496,48
CP4	482,37	498,10	498,76	499,20	498,90
CP5	481,70	493,58	493,69	502,39	490,65
CP6	483,12	492,89	491,50	497,47	497,10
CP7	494,85	487,44	493,67	498,90	496,88
CP8	489,70	496,50	498,27	492,98	497,70
CP9	492,97	501,63	495,60	489,70	492,36
CP10	493,90	486,67	497,31	497,51	503,30
Média	489,63	494,13	493,96	496,84	497,03
DP	5,240209	5,7032	3,6034	6,2184	3,5556
CV	1,070236	1,154189	0,729492	1,251592	0,715378

Tabela B5 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers do grupo com adição de 4% de óxido de zircônio

	4% 800	4% 850	4% 900	4% 950	4% 1000
CP1	502,72	493,70	502,48	504,12	504,48
CP2	498,42	488,05	495,55	499,77	518,08
CP3	490,62	498,75	501,40	506,18	505,05
CP4	495,40	497,04	502,25	513,04	505,29
CP5	500,20	502,10	505,40	493,33	506,30
CP6	498,97	493,19	501,51	504,02	505,09
CP7	502,00	496,73	489,05	494,65	502,04
CP8	502,45	497,90	509,70	503,40	500,98
CP9	497,30	488,10	492,87	500,09	509,17
CP10	502,05	485,93	496,40	503,73	498,07
Média	499,01	494,15	499,66	502,23	505,45
DP	3,8282	5,3327	6,1559	5,6779	5,3894
CV	0,767147	1,079167	1,232015	1,130539	1,066240

Tabela B6 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers do grupo com adição de 5% de óxido de zircônio

	5% 800	5% 850	5% 900	5% 950	5% 1000
CP1	497,92	487,30	495,48	492,35	499,23
CP2	496,35	488,82	491,45	496,75	502,52
CP3	488,67	501,87	503,05	498,52	501,98
CP4	506,37	484,49	499,40	495,76	500,31
CP5	493,55	497,50	487,87	503,31	497,09
CP6	471,30	488,70	495,32	496,05	501,54
CP7	474,60	495,21	489,03	490,65	494,50
CP8	480,32	493,04	500,00	486,98	493,84
CP9	481,95	490,10	498,09	490,60	509,47
CP10	479,82	485,10	502,10	500,49	503,85
Média	487,08	491,21	496,18	495,15	500,43
DP	11,3010	5,6132	5,3191	5,0082	4,6263
CV	2,320128	1,142721	1,072008	1,011466	0,924459

Tabela B7 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers do grupo com adição de 6% de óxido de zircônio

	6% 800	6% 850	6% 900	6% 950	6% 1000
CP1	456,67	477,02	475,85	511,23	497,80
CP2	426,67	481,68	488,70	500,40	503,65
CP3	450,52	490,85	492,05	497,77	502,32
CP4	443,17	482,07	487,90	504,52	495,67
CP5	469,67	479,05	485,90	500,40	504,37
CP6	477,17	481,32	497,54	496,09	512,05
CP7	447,87	493,47	481,14	507,46	492,43
CP8	450,62	480,90	489,05	500,40	502,32
CP9	442,57	490,34	495,60	504,30	502,93
CP10	450,22	479,60	488,43	503,69	506,10
Média	451,51	483,63	488,22	502,63	501,96
DP	14,1344	5,7146	6,3734	4,5471	5,5428
CV	3,130444	1,181611	1,305456	0,904664	1,104220

Tabela B8 – Valores originais, média, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers do grupo com adição de 7% de óxido de zircônio

	7% 800	7% 850	7% 900	7% 950	7% 1000
CP1	404,42	478,40	490,07	495,90	511,90
CP2	399,45	471,30	490,90	487,55	507,50
CP3	451,15	472,40	490,52	497,85	502,32
CP4	368,60	475,79	486,30	493,42	506,54
CP5	383,52	480,10	487,12	490,06	506,80
CP6	396,72	472,40	497,48	497,81	508,70
CP7	390,50	469,39	479,98	483,20	504,33
CP8	454,57	485,10	491,34	492,87	503,12
CP9	399,60	470,00	498,40	493,32	500,37
CP10	412,15	473,60	490,52	495,04	497,99
Média	406,07	474,85	490,26	492,70	504,96
DP	27,3905	5,0068	5,2847	4,6311	4,1484
CV	6,745312	1,054407	1,077937	0,939940	0,821543

Autorizo a reprodução deste trabalho.

Araraquara, 23 de julho de 2009.

JOÃO GUSTAVO RABELO RIBEIRO