

EDUARDO MIYASHITA

**RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE BARRAS CERÂMICAS SECCIONADAS DE
DIFERENTES FORMAS E POSTERIORMENTE UNIDAS E INFILTRADAS
POR VIDRO FUNDIDO**

**Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
São José dos Campos, Universidade Estadual
Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção
do título de DOUTOR, Programa de Pós- Graduação
em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de
Concentração em Prótese.**

EDUARDO MIYASHITA

**RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE BARRAS CERÂMICAS SECCIONADAS
DE DIFERENTES FORMAS E POSTERIORMENTE UNIDAS E
INFILTRADAS POR VIDRO FUNDIDO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Concentração em Prótese.

Orientadora: Prof^a Titular Maria Auxiliadora Junho de Araújo

**SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
2003**

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A.B.; SILVA, E. A. **Manual para elaboração de monografias:** estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2002. 82f.

MIYASHITA, E. **Resistência à flexão de barras cerâmicas seccionadas de diferentes formas e posteriormente unidas e infiltradas por vidro fundido.** 2003. 129f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Prótese) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.

DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, C.D. **Tadayoshi Miyashita** (In memorian) e **Kyoko M. Miyashita**, que me ensinaram a viver com amor, honradez e dignidade.
A minha gratidão eterna.*

*Aos meus irmãos, **Ricardo** e **Mônica**, pelo apoio e amizade.*

*A Deus,
Pela sua infinita compaixão.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Professora Titular **Maria Auxiliadora Junho de Araújo**, pelo seu carinho e confiança em todos os momentos nos quais necessitei do seu auxílio e orientação. A minha admiração pela sua objetividade e segurança na condução deste trabalho. Meus sinceros agradecimentos.

Ao Professor Adjunto **Marco Antonio Bottino**, pelo seu exemplo profissional e dedicação ao ensino; a cada dia aumenta minha admiração pela sua incrível capacidade de trabalho. Obrigado pelos seus ensinamentos e carinho. Minha admiração e respeito.

Ao Professor Emérito **Ruy Fonseca Brunetti**, pelos seus conselhos profissionais e pelo constante estímulo à carreira docente. A minha gratidão eterna.

Aos Professores **Moacyr de Oliveira Rodrigues** e **Jurgen Jacobsen**, pela iniciação ao ensino e exemplo profissional.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, por meio da digníssima Diretora, Professora Titular **Maria Amélia Máximo de Araújo**.

Ao Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Concentração em Prótese, coordenado pela Professora Adjunta **Márcia Carneiro Valera**, pela oportunidade concedida.

Ao Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Professor Adjunto **Estevão Tomomitsu Kimpara**.

Ao Professor Doutor **Maximiliano Piero Neisser**, pela amizade e dedicação ao ensino e pesquisa.

Aos Professores Doutores **Aldari Raimundo Figueiredo**, **Fernando Eidi Takahashi** e **Renato Sussumu Nishioka**, da Disciplina de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pelos ensinamentos e amizade prestada.

Ao Professor Titular **Alfeu Vitelli Marinho Filho**, à sua esposa **Therezinha Ribeiro Marinho**, e seus filhos **Rodolfo** e **Ricardo**, pelo estímulo constante à minha carreira profissional e apoio durante a minha permanência na cidade de São José dos Campos.

Ao Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pela dedicação e ensinamentos transmitidos.

Aos colegas do curso de Doutorado, **Adriana Ferreira Quintas, Carlos Augusto Pavanelli, Márcia Vieira Marcondes Guimarães, Marcos Koiti Itinoche e Valéria Giannini Silva Oliveira**, pelos momentos de amizade e companheirismo, durante este período de convivência.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação, **Alexandre Henrique de Moura Dias, Arlindo Abreu de Castro Filho, Carlos Magno Goshi, Délvio Francisco de Souza, Fábio da Silva Matuda, Karina Andréa Novaes Olivieri, Maria Isabel César Garcia, Alessandro Ribeiro Gonçalves, Denise Kanashiro Oyafuso, Domício Rosendo da Silva Neto, Edson Hilgert, Eduardo Eugênio de Almeida, Elza Maria Valadares da Costa, Ilda Ribeiro Bondioli, Leonardo Buso, Mariliza Comar Astolphi de Carvalho, Ângela Guidini Lopes, Fabíola Pessoa Pereira Leite, Luiz Felipe Valandro, Osvaldo Daniel Andreatta Filho**, pela amizade e carinho desenvolvidos durante o curso.

Ao colega e amigo **Marcos Koiti Itinoche**, pela participação no desenvolvimento metodológico da parte experimental com materiais cerâmicos.

Ao colega e amigo **Luiz Felipe Valandro**, pelo auxílio na realização dos ensaios mecânicos deste trabalho.

Ao colega e amigo **Arlindo Abreu de Castro Filho**, pelo companheirismo e amizade.

Às Secretárias da Seção de Pós-Graduação, **Rosemary de Fátima Salgado, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pelas informações e atenção prestadas.

Às Secretárias **Eliane Wenzel e Suzana Cristina de Oliveira**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela amizade sincera e atenção dispensada neste período.

À Sra. **Lea Villela Nogueira**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelo carinho e dedicação.

Ao Professor **Ivan Balducci**, pela atenção dispensada na realização da parte estatística deste trabalho.

À Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação, **Ângela de Brito Bellini**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Unesp, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

Ao Sr. **Sebastião Anésio Dametto**, do Instituto de Química – campus de Araraquara – Unesp, pela obtenção das imagens com microscópio eletrônico de varredura.

A **Wilcos do Brasil**, por meio dos seus Diretores Sr. **Carlos Arthur Coppos** e Sr. **Waldemar Motta**, pelas informações técnicas e materiais fornecidos.

Ao **Instituto Clowis Coppos**, por meio do Diretor **Celso Marquart**, pela cessão dos seus laboratórios para a confecção das amostras utilizadas neste trabalho, e pela forma atenciosa com a qual me acolheram.

Ao TPD **Siegfried August Schneider**, pela consultoria técnica no uso dos materiais do sistema In-Ceram.

Ao TPD **Flávio Rosa de Oliveira**, do laboratório ERO, pelas sugestões na realização das uniões cerâmicas.

A **Vita Zahnfabrik**, por meio do seu Diretor **C. Eccius**, pela cessão dos materiais do sistema cerâmico In-Ceram utilizados neste trabalho.

Aos colegas Professores **Antônio Fagá Jr.**, **Carlos Kenji Shimizu**, **Humberto Zanetti**, **Hedilso Gaddini**, **Alfredo Mikail Melo Mesquita**, da Disciplina de Prótese do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Paulista – UNIP, pelo apoio e motivação.

Em especial às Professoras **Valéria Giannini** e **Ilda Ribeiro Bondioli**, da Disciplina de Prótese do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Paulista – UNIP e do Curso de Especialização em Prótese Dentária da EAP - APCD – Central, pela disponibilidade, amizade, dedicação e companheirismo em todos os momentos.

Aos colegas, funcionários e pacientes que colaboram nos cursos da EAP-APCD, Centros de Estudos de Recife, Volta Redonda, Juiz de Fora e Natal, pelo entusiasmo e dedicação.

À **Cybely Aguiar de Souza**, pelas sugestões na elaboração do texto e revisão do vernáculo.

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

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	09
LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE QUADROS	16
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	17
RESUMO.....	18
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	23
3 PROPOSIÇÃO	50
4 MATERIAL E MÉTODO	51
4.1 Preparo dos corpos-de-prova.....	51
4.2 Cortes dos corpos-de-prova.....	60
4.3 Ensaio de flexão.....	66
5 RESULTADOS	68
5.1 Fator interação: material cerâmico X tipos de corte	69
5.2 Fator interação: materiais cerâmicos X tipo de corte	71
5.3 Análise morfológica das imagens do sítio de fratura.....	76
6 DISCUSSÃO	92
7 CONCLUSÃO.....	105
8 REFERÊNCIAS.....	106
APÊNDICE A.....	113
ABSTRACT	129

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Esquema das dimensões da barra retangular metálica	51
FIGURA 2 - Cilindro de plástico.....	52
FIGURA 3 - Placas de vidro	52
FIGURA 4 - Placas de vidro colada.....	52
FIGURA 5 - Corte lateral	53
FIGURA 6 – União realizada.....	53
FIGURA 7 – Compressão suave do gesso especial (Vita) com placa de vidro	53
FIGURA 8 – Base de gesso com guias em forma de cunha (a,b,c).....	54
FIGURA 9 – Barras metálicas posicionadas	54
FIGURA 10 – Compressão do material de moldagem com placa de vidro.....	55
FIGURA 11 – Base de gesso com guias, separado do molde	55
FIGURA 12 – Molde com aberturas na base e no topo.....	55
FIGURA 13 – Amostra de cerâmica In-Ceram Alumina sinterizada.....	59
FIGURA 14 – Amostra fixada ao dispositivo metálico	61
FIGURA 15 – corte da amostra com disco diamantado	61
FIGURA 16 - Desenho esquemático com os diferentes tipos de corte realizados nas estruturas cerâmicas	62
FIGURA 17 – Dispositivo de fixação de barras	63
FIGURA 18 – Relógio digital acoplado ao dispositivo de fixação	63
FIGURA 19 – Afastamento das amostras cerâmicas, para colocação do material do material de união	64
FIGURA 20 – Aplicação de vidro na superfície inferior e lateral da Amostra	65
FIGURA 21 – Amostra infiltrada por vidro fundido	65

FIGURA 22 – Máquina de ensaios universal EMIC, com dispositivo de flexão	66
FIGURA 23 – Ensaio de flexão de três pontos.....	67
FIGURA 24 – Amostras fraturadas e identificadas.....	67
FIGURA 25 - Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) segundo a condição experimental: Material cerâmico x Tipos de corte. As barras verticais referem-se ao valor de um desvio padrão acima e abaixo da média, para cada condição experimental testada	71
FIGURA 26 - Gráfico das médias dos dados de ruptura (MPa) referente ao fator interação Material x Corte	73
FIGURA 27 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina subgrupo (GAc) Controle. 1.000X	78
FIGURA 28 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina subgrupo (GAc) Controle. 3.500X	78
FIGURA 29 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina subgrupo (GAc) Controle. 10.000X	79
FIGURA 30 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina, subgrupo (GA2) Corte diagonal 45°. Observa-se lacuna na interface de união. 500X.....	79
FIGURA 31 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina subgrupo GA2. Observa-se lacuna na interface de união. 1.000X	80
FIGURA 32 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina, subgrupo GA2. Vista do interior da lacuna. 3.500X.....	80
FIGURA 33 – Região de interface de união da amostra de In-Ceram Alumina, subgrupo (GA2) Corte diagonal 45°. Observa-se porosidade incorporada (bolhas) na interface. 500X.....	81

FIGURA 34 – O aspecto esférico demonstra o aprisionamento de ar (bolhas) durante a confecção da estrutura cerâmica. Ao lado, vidro fundido preenchendo totalmente uma lacuna. 1.000X	81
FIGURA 35 – O aspecto esférico e vista do interior da porosidade. Ao lado, vidro fundido preenchendo uma lacuna. 3.500X.....	82
FIGURA 36 – Região de interface de união da amostra de In-Ceram Alumina, subgrupo (GA1) Corte reto central. Não são observadas modificações evidentes na superfície. 500X..	82
FIGURA 37 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina, subgrupo(GA1) Corte reto central. Falha preenchida por vidro fundido. 500X.....	83
FIGURA 38– Amostra do subgrupo (GA1) Corte reto central. Observa-se uma interface alumina/vidro com grande interação entre as fases. 3.500X.....	83
FIGURA 39 – Amostra do subgrupo (GA3) corte com recobrimento total. Observa-se uma grande mudança na direção da aplicação e da disposição do material cerâmico. 500X.....	84
FIGURA 40 – Amostra do subgrupo (GA3) corte com recobrimento total. Observa-se uma grande mudança na direção da aplicação e da disposição do material cerâmico. 3500X.....	84
FIGURA 41 – Amostra do subgrupo (GA3) corte com recobrimento total. Observa-se uma grande fenda e diferença do aspecto morfológico da área de fratura. 200X.....	85
FIGURA 42 – Amostra do subgrupo GA3. Observa-se uma grande fenda entre o material de união e a superfície do corte. 1.000X..	85
FIGURA 43 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina fraturado, subgrupo (GAc) Controle. 1.000X	86
FIGURA 44 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia fraturado, subgrupo (GZc) Controle. 1.000X	86

FIGURA 45 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina fraturado, subgrupo (GAc) Controle. 3.500X	87
FIGURA 46 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia fraturado, subgrupo (GZc) Controle. 3.500X	87
FIGURA 47 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina fraturado, subgrupo (GAc) Controle. 7.500X	88
FIGURA 48 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia fraturado, subgrupo (GZc) Controle. 7.500X	88
FIGURA 49 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo GZ2. Observa-se fenda na interface de união. 500X.....	89
FIGURA 50 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo GZ2. Observa-se fenda na interface de união. 1.000X	89
FIGURA 51 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo (GZ1), corte central reto. Observa-se diferença morfológica na interface de união. 500X	90
FIGURA 52 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo GZ1. Grande presença de vidro na interface. 3.500X	90
FIGURA 53 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo (GZ3), corte central com revestimento total. Observa-se a presença de fendas na interface de união. 500X	91
FIGURA 54 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo (GZ3), corte central com revestimento total. Observa-se a presença de fenda na interface de união. 500X	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para o matéria In-Ceram Alumina (Grupo A).....	69
Tabela 2 – Resultado do teste de Tukey (HSD) para o material In-Ceram Alumina (Grupo A).....	69
Tabela 3 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para o material In-Ceram Zircônia (Grupo Z).....	70
Tabela 4 – Resultado do teste de Tukey (HSD), para o material In-Ceram Zircônia (Grupo Z)	70
Tabela 5 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In-Ceram Alumina (Grupo A) e In-Ceram Zircônia (Grupo Z) .	72
Tabela 6 – Resultado do teste de Tukey (HSD), comparando os dados de corte	72
Tabela 7 – Resultado do teste de Tukey (HSD), comparando os materiais cerâmicos.....	72
Tabela 8 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In-Ceram Alumina (Grupo A) e In-Ceram Zircônia (Grupo Z) .	74
Tabela 9 – Resultado do teste de Tukey (HSD), comparando os dados de corte	74
Tabela 10 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In- Ceram Alumina (Grupo A) e In-Ceram Zircônia (Grupo Z).....	75

Tabela 11 – Resultado do teste de Tukey (HSD), comparando os dados de corte	75
Tabela 12 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In-Ceram Alumina (ICA) e In-Ceram Zircônia (ICZ).....	100
Tabela 13 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In-Ceram Alumina (ICA) e In-Ceram Zircônia (ICZ).....	102
Tabela 14 – Grupo (GAc) – In-Ceram Alumina controle.....	113
Tabela 15 – Grupo (GA1) – In-Ceram Alumina corte reto central	114
Tabela 16 – Grupo (GA2) – In-Ceram Alumina corte diagonal 45° central.....	115
Tabela 17 – Grupo (GA3) – In-Ceram Alumina corte central com recobrimento total.....	116
Tabela 18 – Grupo (GA4) – In-Ceram Alumina corte diagonal 45° no Apoio	117
Tabela 19 – Grupo (GZc) – In-Ceram Zircônia controle	118
Tabela 20 – Grupo (GZ1) – In-Ceram Zircônia corte reto central	119
Tabela 21 – Grupo (GZ2) – In-Ceram Alumina corte diagonal 45° central.....	120
Tabela 22 – Grupo (GZ3) – In-Ceram Zircônia corte central com recobrimento total.....	121
Tabela 23 – Grupo (GZ4) – In-Ceram Zircônia corte diagonal 45° no Apoio	122
Tabela 24 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para o material In-Ceram Alumina.....	123
Tabela 25 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para o material In-Ceram Alumina	123
Tabela 26 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para o material In-Ceram Zircônia.....	124

Tabela 27 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para o material In-Ceram Zircônia	124
Tabela 28 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para o material In-Ceram Alumina com cortes na região central (reto e diagonal 45°).....	125
Tabela 29 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para o material In-Ceram Zircônia com cortes na região central (reto e diagonal 45°).....	125
Tabela 30 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para os materiais cerâmicos com corte na região central (reto e diagonal 45°)	126
Tabela 31 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para os materiais cerâmicos com cortes na região central com recobrimento total	127
Tabela 32 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para os materiais cerâmicos com cortes na região central com recobrimento total	127
Tabela 33 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para os materiais cerâmicos com cortes na região do apoio.....	128
Tabela 34 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para os materiais cerâmicos com cortes na região do apoio	128

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Ciclo de sinterização do In-Ceram Alumina.....	57
Quadro 2 – Primeiro ciclo de sinterização do In-Ceram Zircônia	58
Quadro 3 – Segundo ciclo de sinterização do In-Ceram Zircônia	58
Quadro 4 – Distribuição dos grupos e subgrupos conforme o tipo de material cerâmico e o tipo de corte realizado.....	62
Quadro 5 – Ciclo de temperatura X Infiltrado de vidro	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	- Análise de variância
Bar	- unidade de pressão
CAD	- <i>computer aid design</i>
CAM	- <i>computer aid machining</i>
cm	- centímetro
cm/min	- centímetro por minuto
EDX	- Espectrometria por Energia Dispersiva
g	- grama
Hz	- <i>Hertz</i>
Hv	- unidade de dureza
ISO	- <i>International Organization for Standardization</i>
lbs	- libras
MEV	- microscopia eletrônica de varredura
mm	- milímetro
mm/min	- milímetro por minuto
MPa	- Mega Pascal
N	- <i>Newton</i>
pol/min	- polegada por minuto
P.P.F.A.T.C.	- Próteses parciais fixas adesivas totalmente cerâmicas
°	- grau
°C	- grau Celsius
±	- mais ou menos
%	- por cento
μm	- micrometro

MIYASHITA, E. **Resistência à flexão de barras cerâmicas seccionadas de diferentes formas e posteriormente unidas e infiltradas por vidro fundido.** 2003. 129f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Prótese) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à flexão de barras de In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia sinterizadas, seccionadas de diferentes formas e posteriormente unidas e infiltradas por vidro fundido. Foram confeccionados duzentos corpos-de-prova, sendo cem do Grupo A (In-Ceram Alumina / ICA) - e cem do Grupo Z (In-Ceram Zircônia / ICZ). Todas as amostras foram confeccionadas segundo as recomendações do fabricante, com as dimensões de 25,0mm X 4,0mm X 3,0mm, e sinterizadas em um forno especial Inceramat III (Vita). As amostras foram divididas em cinco subgrupos: a) controle; b) corte reto central; c) corte diagonal 45° na região central; d) corte central com revestimento total; e) corte diagonal 45° na região de apoio. As amostras seccionadas foram unidas com o próprio material cerâmico, em dispositivo que manteve o alinhamento entre os segmentos cerâmicos, e novamente levadas ao forno, realizando novo ciclo de sinterização. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de flexão de três pontos usando uma máquina de ensaios universal EMIC. Os resultados foram submetidos à análise de variância *one-way* e ao teste de *Tukey* (5%). Os resultados indicaram não haver diferença significativa entre os grupos controle dos materiais ICA controle (425,60±73,81MPa); ICZ controle (469,11±66,62MPa) e as amostras do subgrupo (GZ4) ICZ com corte diagonal 45° na região de apoio (416,39±54,64MPa) não apresentaram diferenças estatísticas significantes. A microscopia eletrônica de varredura para avaliação morfológica na região da fratura não apresentou diferenças marcantes entre os grupos analisados. Entretanto, foram observadas um maior número de lacunas entre o material cerâmico de união e a estrutura cerâmica, principalmente no subgrupo 3 - com corte na região central e recobrimento total.

Palavras-chave: Porcelana dentária; cerâmica; estresse mecânico

1 INTRODUÇÃO

As cerâmicas foram provavelmente os primeiros materiais a serem fabricados artificialmente pelo homem. A palavra *keramos* significa olaria ou “matéria assada”. Historicamente foram desenvolvidos três tipos de materiais cerâmicos: o barro queimado em baixas temperaturas e extremamente poroso, o pó de pedra queimado em temperaturas mais altas que o barro, proporcionando um material mais forte e impermeável à água, e a porcelana obtida pela fusão da argila branca da China com “Pedra de Javre”, produzindo vasos de 2,0 a 3,0mm de espessura, com paredes resistentes que permitem a transmissão de luz (JONES¹⁷, 1985; NAYLOR²⁶, 1992; ANUSAVICE¹, 1998; BOTTINO et al.⁴, 2001).

A porcelana feldspática, conhecida como porcelana tradicional, é uma estrutura vítrea composta basicamente por dois minerais, o feldspato e o quartzo. O feldspato é fundido a óxidos metálicos, formando a fase vítrea da porcelana, enquanto o quartzo compõe a fase cristalina.

As cerâmicas dentais são conhecidas por sua aparência natural, sua durabilidade química e propriedades ópticas. Entretanto, os dentistas permanecem desconfiados em relação a sua longevidade estrutural, potencial abrasivo e adaptação marginal, principalmente com o desenvolvimento, nos últimos anos, de sistemas de próteses livres de metal. Introduzidos no mercado, estes novos materiais cerâmicos apresentam características estruturais distintas e diferentes processos de

obtenção laboratorial (SEGHI et al.³⁵, 1990; KELLY et al.¹⁹, 1996; ANUSAVICE¹, 1998).

Um dos sistemas cerâmicos mais completos é o In-Ceram (Vita), é apresentado de três formas: Spinell (uma mistura de alumina e magnésia), Alumina e Zircônia, possibilitando a fabricação de estruturas com translucidez diversas, podendo ser usado para infra-estruturas de coroas e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas anteriores e posteriores de até três elementos (KELLY et al.¹⁹, 1996; ANUSAVICE¹, 1998; BOTTINO et al.⁴, 2001).

A técnica de confecção de uma infra-estrutura consiste na duplicação dos modelos de trabalho com um gesso especial, e auxílio de um molde. Esta técnica é proveniente da indústria de manufatura de cerâmicas que realiza um processo denominado *slip casting* por meio do qual o pó cerâmico de finas partículas, com alto conteúdo de alumina, é misturado com um líquido especial e aplicado em camadas sobre o modelo de gesso duplicado que, por capilaridade, absorve a umidade ao interior do gesso, aglomerando as partículas sobre o modelo, formando uma estrutura firme e densa, que é esculpida e sinterizada em um forno especial. As partículas fundem-se produzindo uma estrutura cristalina organizada. A infra-estrutura sinterizada é infiltrada com vidro fundido de finas partículas, obtendo uma elevada resistência e tornando-o translúcente. Sobre esta armação aplicam-se de forma habitual, as massas cerâmicas de dentina e esmalte (CLAUS⁶, 1990; KERN et al.²⁰, 1991; POSPIECH et al.²⁹, 1991; PRÖBSTER³⁰, 1993; PRÖBSTER³¹, 1996).

O In-Ceram Spinell está indicado em situações em que se deseja o máximo de translucidez da estrutura, objetivando melhores resultados estéticos, sendo recomendado para coroas unitárias anteriores, facetas laminadas, *inlays* ou *onlays* (KELLY et al.¹⁹, 1996; ANUSAVICE¹, 1998).

O In-Ceram Alumina possui uma resistência à flexão de 300 MPa a 600MPa, enquanto os valores de resistência do In-Ceram Spinell são de 15 a 40% inferiores. O uso do In-Ceram Alumina está indicado para coroas unitárias anteriores e posteriores, e para próteses parciais fixas convencionais e adesivas de três elementos anteriores (CLAUS⁶, 1990; KERN et al.²⁰, 1991; POSPIECH et al.²⁹, 1991; PRÖBSTER³⁰, 1993; PRÖBSTER³¹, 1996).

O In-Ceram Zircônia promove uma mistura de óxido de zircônia tetragonal e óxido de alumina, possibilitando a obtenção de um material para infra-estrutura com aumento da tenacidade e elevação da resistência à flexão, sendo indicado para coroas unitárias posteriores e próteses fixas de três elementos, incluindo áreas posteriores sobre dentes naturais ou implantes (BOTTINO et al.⁴, 2001; TINSCHERT et al.⁴³, 2001; VULT VON STEYERN et al.⁴⁶, 2001).

A melhoria das propriedades de resistência mecânica dos materiais cerâmicos, associada aos excelentes resultados estéticos promoveu, nos últimos anos, um aumento no uso de próteses totalmente cerâmicas. Entretanto, algumas dificuldades são observadas no uso clínico destes materiais, dentre elas a necessidade da realização de moldes e modelos na fase clínica e laboratorial para a confecção da infra-estrutura cerâmica acarreta um maior risco de distorção devido às alterações dimensionais relacionadas às propriedades físicas dos materiais empregados nas diferentes fases deste processo. Associado às próprias características de mobilidade dental, este processo poderá causar uma falta de assentamento da infra-estrutura cerâmica e desajuste marginal, tanto sobre os dentes suporte da prótese parcial fixa quanto sobre o modelo de trabalho original. Diferentemente das estruturas metálicas que rotineiramente, são seccionadas e unidas por processos de soldagem a laser ou brasagem, as estruturas cerâmicas não possibilitam a realização deste procedimento.

Devido à impossibilidade da realização de soldagem da infra-estrutura, existe uma tendência em se admitir um maior desajuste marginal das estruturas cerâmicas ou a realização de maiores alívios na superfície interna dos *copings*, durante as fases de provas clínicas e laboratoriais, em relação às tradicionais infra-estruturas metálicas.

Este fato pode comprometer a longevidade no uso de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas, tal como limita o seu uso a confecção de próteses parciais fixas de pequena extensão.

Verifica-se, portanto, a necessidade de se analisar a viabilidade por meio de modificações ou variações de técnica, em seccionar e unir posteriormente as infra-estruturas cerâmicas, ampliando, desta forma, as possibilidades de uso destes materiais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Sherrill & O'Brien³⁷ (1974) compararam a resistência transversa de porcelanas feldspáticas e porcelanas aluminizadas e a influência do ambiente úmido. Foram realizados corpos-de-prova retangulares de porcelana feldspática de dentina (Trubyte Bioform VF / Dentsply), enquanto para as porcelanas aluminizadas foram primeiramente confeccionadas lâminas de 1,0mm de espessura de porcelana opaca para núcleo cerâmico (Vitadur-S, Opaque / Unitek) e, posteriormente, recobertas com porcelana para dentina (Vitadur-S, Dentin / Unitek). O teste de resistência transversa foi realizado por meio de carregamento de três pontos a uma velocidade de 0,05cm/min, sendo a metade dos ensaios realizada com os corpos-de-prova submersos em água destilada. Os resultados indicaram que a porcelana aluminizada foi aproximadamente 40% mais resistente do que a porcelana feldspática, e as amostras testadas a seco foram 27% mais resistentes do que as submersas em água.

Seghi et al.³⁵ (1990) analisaram a resistência à flexão relativa de dez materiais restauradores cerâmicos, sendo três porcelanas feldspáticas convencionais de baixa fusão e uma de alta fusão, duas porcelanas reforçadas por alumina, duas cerâmicas vítreas reforçadas à base de sílica, uma cerâmica à base de sílica reforçada por fibras de zircônia e uma porcelana com cristalização controlada. Foram realizados ensaios de flexão de três pontos em corpos-de-prova com as dimensões de 6,0mm X 1,0mm X 20,0mm, confeccionados a partir de moldes de silicone. A distância entre os pontos de apoio foi de 13,0mm e a

velocidade de 0,025mm/min. Os resultados da investigação indicaram a existência de diferenças significativas nos valores de resistência à fratura dentre os vários materiais. As cerâmicas reforçadas por alumina apresentaram os maiores valores de resistência, entretanto, segundo os autores sua natureza opaca impede o seu uso como material restaurador em trabalhos de fina espessura.

Seghi et al.³⁶ (1990) avaliaram o módulo de ruptura (MOR) de vários tipos de materiais cerâmicos para coroas. Onze grupos de 11 amostras foram criados, sendo submetidas ao ensaio de flexão de três pontos. Os valores médios do módulo de ruptura, obtidos em MPa, foram: a) Cerinate ($93,6 \pm 12,8$); b) Ceramco II ($60,8 \pm 5,20$); c) Crystar ($70,0 \pm 7,6$); d) VMK 68 ($65,5 \pm 5,2$); e) Vitadur-N core ($24,8 \pm 12,7$); f) Vitadur-N dentine ($63,1 \pm 9,6$); g) Mirage ($70,3 \pm 8,7$); h) Optec ($105,3 \pm 11,2$); i) Dicor ($124,7 \pm 18,7$); j) Hi-Ceram ($141,5 \pm 18,7$) e k) In-Ceram ($446,4 \pm 63,9$). O material In-Ceram apresentou um módulo de ruptura maior em relação aos materiais testados.

Sorensen et al.³⁹ (1991) observaram o efeito da colocação de caixas proximais nos preparos dos dentes pilares para próteses parciais fixas de três elementos totalmente cerâmicas. A análise clínica do modo de fratura das próteses fixas totalmente cerâmicas revelou uma maior frequência de fraturas na linha do ângulo ocluso-proximal do retentor adjacente ao pântico, desta forma verificou-se o efeito da colocação de caixas proximais nesta região. Foram confeccionados dois modelos mestres metálicos com preparos em molares inferiores. No grupo 1 foram realizados preparos dentais convencionais com 1,5mm de desgaste axial e 2,0mm de redução oclusal, com término cervical em ombro. No grupo 2 foi realizado um preparo similar, entretanto com caixas proximais com 1,0mm de profundidade e 3,0mm de altura, colocados adjacentes à área do pântico. Dez próteses parciais fixas foram realizadas indiretamente em cada grupo, utilizando um guia para a confecção da infra-estrutura com as dimensões-padrão para o In-Ceram (Vita) e

aplicação da porcelana de cobertura Vitadur N. As dimensões das próteses foram checadas em 28 pontos. As próteses foram cimentadas sobre o modelo mestre metálico e submetidas a uma máquina de ensaios universal até a sua ruptura. Os valores médios de carga para a falha foram, para o grupo 1, de 203 ± 38 lbs e para o grupo 2, de 289 ± 42 lbs. A análise de variância *one way* revelou uma diferença significativa entre os grupos. Não foram observadas diferenças no modo de fratura entre os grupos. A colocação de caixas proximais aumentou a resistência à fratura das próteses fixas totalmente cerâmicas do sistema In-Ceram.

Kern et al.²¹ (1994) verificaram a influência do armazenamento em saliva artificial e da ciclagem térmica na resistência à fratura de próteses parciais adesivas totalmente cerâmicas fabricadas com o sistema In-Ceram. Foram confeccionados quarenta modelos com dentes naturais sem cárie, extraídos por motivos periodontais, sendo um incisivo central e um incisivo lateral do lado oposto, mantendo um espaço desdentado de aproximadamente $8,5 \pm 0,1$ mm de largura. Os dentes extraídos foram colocados sobre uma membrana periodontal artificial (Anti-Rutsch-Lack; Wenko-Wenselaar; Alemanha) e envoltos por uma resina de poliéster. Foram realizados preparos em vinte modelos, com o mínimo de desgaste dental e um pequeno apoio na região do cingulo de 1,0 mm de diâmetro e 0,5 mm de profundidade (desenho A). Em outros vinte modelos, além do preparo foram realizadas caixas proximais com dimensões de 2,0 mm X 2,0 mm X 0,5 mm, ao lado do pântico (desenho B). Quarenta infra-estruturas de In-Ceram foram confeccionadas e recobertas pela cerâmica Vitadur-N (Vita) na área do pântico, repondo um incisivo central superior, e cimentadas após tratamento das aletas cerâmicas com o sistema Rocatec (Espe - Alemanha) com o cimento resinoso Panavia-TC (Kuraray - Japão). As restaurações foram levadas a uma máquina de ensaios universal (Zwick 1445 – Alemanha) e carregadas sobre o pântico paralelamente ao longo eixo dos dentes pilares. A resistência à fratura é aumentada significativamente nas próteses adesivas em In-Ceram

realizadas sobre os preparos com caixas proximais. O armazenamento em saliva artificial durante 150 dias, com ciclagem térmica por 18.750 ciclos, variando entre 5° e 55°C, reduziu significativamente a resistência à fratura das próteses parciais adesivas de In-Ceram.

Giordano et al.¹¹ (1995) analisaram a resistência à flexão dos componentes do sistema In-Ceram, avaliando a resistência da estrutura de alumina sinterizada e não infiltrada por vidro, do vidro para infiltração e da estrutura de alumina sinterizada e infiltrada por vidro fundido, comparando-as com a cerâmica feldspática convencional (VMK 68 – Vita) e com a cerâmica para injeção Dicor (Dentsply). Foram obtidas quinze barras de cada grupo, com as dimensões de 3,0mm X 3,0mm X 30,0mm, conforme as indicações dos fabricantes. Todas as barras foram submetidas ao teste de flexão de quatro pontos em uma máquina Instron (modelo 1125, Instron Corp. Mass.), a uma velocidade de 0,01 pol/min. Os apoios foram posicionados à barra com distâncias internas de 10,0mm e distâncias externas de 20,0mm. Os valores obtidos foram de $18,39 \pm 5,00$ MPa para a alumina sinterizada do In-Ceram; $76,53 \pm 15,23$ MPa para o vidro de infiltração, e $236,15 \pm 21,94$ MPa para a base de alumina sinterizada e infiltrada do In-Ceram. A cerâmica feldspática convencional autoglazeada obteve valores de $69,74 \pm 5,47$ MPa, tal como a cerâmica Dicor sem acabamento, $71,48 \pm 7,17$ MPa - uma elevação destes valores foi observada após o acabamento com pastas de polimento diamantadas atingindo valores de $107,78 \pm 8,45$ MPa.

Seghi & Sorensen³⁴ (1995) avaliaram a resistência à flexão de seis novos materiais cerâmicos dentais com componentes de reforço e duas porcelanas para controle, utilizando o teste de flexão de três pontos, pois consideram este método simples, reproduzível e sensível para testar a resistência relativa dos materiais cerâmicos, e anteriormente usado por outros pesquisadores. Foram confeccionados corpos-de-prova com as dimensões aproximadas de 5,0mm X 1,0mm X 20,0mm, obtidos segundo

as diferentes técnicas recomendadas pelos fabricantes. A distância para teste de 12,0mm foi usada em todas as amostras para permitir uma razão maior do que 10:1, entre a distância e a espessura. As amostras foram carregadas em sua porção central entre os dois cilindros de suporte, de tal forma que as superfícies polidas ou glazeadas fossem colocadas em máxima tensão. Foi utilizada para o teste uma máquina de ensaios universal (Instron, Canton, MA), utilizando uma velocidade de 0,25mm/min. A resistência à flexão ou módulo de ruptura obtida dentre os diferentes sistemas cerâmicos foram os seguintes: Vita VMK 68 com reforço de leucita para controle (VMK), $70,78 \pm 6,91\text{MPa}$; Vidro de soda-lima sem reforço para controle (GL), $92,24 \pm 13,04\text{MPa}$; IPS-Empress reforçado por leucita com polimento da superfície (EM1), $97,04 \pm 19,11\text{MPa}$; Mark II reforçado por sanidine (MKII), $121,67 \pm 13,30\text{MPa}$; IPS-Empress com glaze superficial (EM2), $127,44 \pm 17,55\text{MPa}$; Dicor MGC reforçado por lâminas de fluormica (MGC), $228,88 \pm 11,30\text{MPa}$; In-Ceram Spinell (ICS), $377,62 \pm 64,80\text{MPa}$; In-Ceram Alumina (IC), $446,42 \pm 63,97\text{MPa}$, e In-Ceram Zircônia (ICZ), $603,70 \pm 66,86\text{MPa}$. O In-Ceram Zircônia apresentou a maior média do módulo de ruptura dentre as porcelanas avaliadas.

Sorensen & Knode³⁸ (1996) verificaram a possibilidade da união de barras de In-Ceram, comparando o módulo de ruptura ou resistência à flexão deste material, por diferentes métodos de fixação. Foram confeccionadas barras acrílicas (Palavit G – Kulzer) medindo 2,0mm X 2,0mm X 16,0mm para a realização de moldes de polivinilsiloxano (Reprosil – Caulk). Os moldes foram posicionados sobre placas de gesso especial (Vita), obtidas para a realização da técnica de *slip casting*. A mistura de alumina foi aplicada com o auxílio de seringas no interior dos moldes; as barras obtidas foram sinterizadas em um forno especial (Inceramat - Vita). Três grupos foram criados a partir das barras para teste: Grupo 1 – barras infiltradas por vidro para controle, com o

tamanho original; Grupo 2 – as barras foram seccionadas ao meio e reposicionadas ao molde, com um espaço de 0,5mm entre as partes. A alumina foi aplicada no conector, esculpida em dimensões uniformes, removida do molde e sinterizada, e posteriormente infiltrada por vidro; Grupo 3 – dez barras medindo 2,0mm X 2,0mm X 8,0mm foram sinterizadas e reposicionadas ao molde e uma nova porção de alumina foi aplicada, preenchendo totalmente o molde. A estrutura foi esculpida em dimensões uniformes, retirada do molde, sinterizada e posteriormente infiltrada por vidro como nos grupos anteriores. As barras foram submetidas ao teste de flexão de quatro pontos, em uma máquina de ensaios universal (Instron, Canton, MA), sendo a distância entre os pontos de suportes de 15,0mm e as distâncias entre as bordas da barra e os pontos de carregamento de 5,0mm, em ambos os lados. Neste estudo, segundo os autores, os valores apresentados foram significativamente maiores do que os esperados, com valores médios de resistência à flexão de $753,75 \pm 137,02\text{MPa}$ para o Grupo 1; $612,13 \pm 126,68\text{MPa}$ para o Grupo 2 e $737,67 \pm 141,35\text{MPa}$ para o Grupo 3 – sendo de 81% e 97% a resistência a flexão do Grupo 2 e do Grupo 3 em relação ao grupo controle, respectivamente.

Kamposiora et al.¹⁸ (1996) realizaram uma análise através do método bidimensional de elementos finitos, observando a distribuição de tensões dentro de uma prótese parcial fixa de três elementos, realizados sobre preparos de coroa total em primeiro pré-molar e primeiro molar, com preparos de altura ocluso-gengival de 4,0mm, com inclinação de paredes de 6° , e término cervical em ombro com 1,5mm de largura, confeccionados em três diferentes materiais: liga áurica tipo III, cerâmica Dicor (Dentsply) e porcelana In-Ceram (Vita) com diferentes alturas de conector (3,0mm e 4,0mm). Nos modelos computadorizados, uma carga de 10MPa foi aplicada no centro da prótese; a distribuição das tensões de Von Mises foi concentrada na região dos conectores; as tensões geradas para os conectores de 4,0mm foram 40% a 50% menores em relação aos

conectores de 3,0mm, não havendo diferenças no padrão de tensões entre pré-molares e molares. Dentre os materiais analisados matematicamente, o In-Ceram foi o que apresentou menor tensão interna e, segundo os autores, parece ser a melhor escolha para a confecção de próteses parciais fixas posteriores, baseando-se na análise dos resultados bidimensionais de elementos finitos e nas estimativas de falhas-limite para este material.

Zeng et al.⁴⁹ (1998) avaliaram a resistência à flexão biaxial de duas cerâmicas para infra-estrutura: o Procera AllCeram (Nobel Biocare – Suécia), uma porcelana de alumina de alta pureza e densamente sinterizada, e o In-Ceram (Vita – Alemanha), de alumina pré-sinterizada e infiltrada por vidro; três porcelanas de revestimento estético: o Procera Porcelain AllCeram (Ducera), Vitadur-N (Vita) e Vitadur Alpha (Vita), e a combinação entre as porcelanas para infra-estrutura e de revestimento, variando a espessura da porcelana de infra-estrutura em 0,5mm e 1,0mm. Foram confeccionados em média dez corpos-de-prova para cada grupo, na forma de discos, com as dimensões aproximadas de 16,0mm de diâmetro e 2,0mm de espessura. Os testes foram realizados utilizando-se o método de anel sobre o anel (*ring-on-ring*) em uma máquina de ensaios universal (Instron - modelo 1361). Os resultados demonstraram que a tensão de falha da porcelana de alumina densamente sinterizada é significativamente maior do que da alumina pré-sinterizada e infiltrada. Nas mesmas condições de avaliação, a resistência à flexão biaxial das três porcelanas de revestimento estético é estatisticamente a mesma. A tensão de falha dos discos com 1,0mm de alumina densamente sinterizada associada à porcelana de revestimento foi similar aos discos de alumina monolíticos. Em contraste, a tensão de falha das porcelanas pré-sinterizadas e infiltradas com 0,5mm ou 1,0mm de espessura associada ao revestimento estético foram menores do que o In-Ceram monolítico.

Correr Sobrinho et al.⁷ (1998) investigaram a influência da fadiga na resistência à compressão das cerâmicas In-Ceram Alumina (Vita), Cerâmica prensável OPC (Jeneric Prenton) e IPS Empress 2 (Ivoclar) em ambientes secos e úmidos. Foram confeccionadas 26 amostras de cada sistema cerâmico em forma de coroas de pré-molares, medindo 8,0mm de diâmetro e 8,5mm de altura. As coroas foram cimentadas com fosfato de zinco num troquel sob pressão firme, removidos os excessos o conjunto foi submetido a uma carga estática de 49N aplicada à coroa pelo período de 10 minutos. As amostras foram divididas em três grupos: a) Grupo 1- dez amostras foram submetidas à fratura sem fadiga; b) Grupo 2 - oito amostras foram submetidas à fadiga e testes de fratura em condições de ambiente seco; c) Grupo 3 – oito amostras foram submetidas à fadiga e fratura num ambiente úmido, imerso em água destilada, utilizando uma máquina de ensaio universal (Instron). Uma pré-carga de 20N foi aplicada no centro da superfície oclusal da coroa, com uma ponta em forma de bola a uma velocidade 1,0mm/min até a fratura. Os Grupos 2 e 3 foram submetidos a um regime de fadiga de 10.000 ciclos, entre um mínimo de 20N e máximo de 300N, aplicado a uma frequência de 1Hz. As superfícies de fratura foram examinadas por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados foram analisados estatisticamente, usando-se o teste de *Mann-Whitney* e indicaram que a resistência à fratura do In-Ceram Alumina (1901±303N) foi significativamente maior em relação ao IPS Empress 2 (1583±115N). Não foram encontradas diferenças estatísticas entre o In-Ceram Alumina e o OPC (1751±194N); e entre o OPC e IPS Empress 2. A resistência dos três sistemas cerâmicos diminuiu significativamente, após fadiga, em ambientes seco e úmido, quando comparada com amostras não submetidas à fadiga. Os autores concluíram que as diferenças significantes na resistência à fratura dos diferentes sistemas investigados podem estar relacionadas à natureza do material e ao ambiente no qual as amostras foram testadas.

Koutayas et al.²³ (2000) avaliaram *in vitro* a influência do desenho e do modo de carregamento na resistência à fratura de próteses parciais fixas adesivas totalmente cerâmicas (P.P.F.A.T.C.). Foram obtidos quarenta e oito P.P.F.A.T.C., tendo um incisivo central superior como pântico, entre os quais 24 possuíam dois retentores e um pântico (W2) e os outros 24 possuíam um único retentor e o pântico simulando uma prótese de extremo livre (W1). Os corpos-de-prova foram divididos em subgrupos de oito amostras e submetidos a um carregamento estático (*quasi-static*) em instrumento de testes universal (Zwich 1445 – Alemanha) em direção ao longo eixo dos dentes pilares (0°) ou em um ângulo de 45°, a uma velocidade de 2,0mm/min, até a fratura de um dos retentores. Para o teste de carregamento dinâmico as amostras foram colocadas em um simulador de mastigação de duplo-eixo, sincronizado com uma ciclagem térmica de 5° a 55°C por sessenta segundos, utilizando uma carga de 50N ou 25N a 1,3Hz, em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo dos dentes. A resistência à fratura no carregamento estático, em um ângulo de 45° variou entre 134N e 174N, enquanto para o ângulo de 0° o carregamento foi de aproximadamente 233N, suportando, desta forma cargas axiais de valores superiores. No carregamento dinâmico de 25N, o retentor único suportou um número maior de ciclos de indução à fratura do que o desenho com dois retentores. Em ambos os testes de carregamento estático ou dinâmico, a maioria das fraturas (71,9%) foi observada exatamente na interface da infra-estrutura e do material de recobrimento.

Tinschert et al.⁴² (2000) avaliaram a resistência à flexão de oito materiais cerâmicos: seis cerâmicas de infra-estrutura e duas cerâmicas de recobrimento estético. Foram confeccionadas trinta barras retangulares para cada material nas dimensões de 30,0mm X 3,2mm X 1,7mm e submetidas ao ensaio de flexão de quatro pontos. Os maiores valores de resistência foram encontrados nas cerâmicas: Zircônia – TZP (913,0±50,2MPa), In Ceram Alumina (429,3±87,2MPa) e Vitadur Alpha

core ($131,0 \pm 9,5$ MPa), em que os valores médios de resistência foram estatisticamente significantes. Para os outros materiais cerâmicos (Cerec Mark II, Dicor, IPS Empress, Vitadur Alpha Dentin, Vita VMK 68), os valores médios de resistência variaram entre 60,7 e 86,3MPa, não apresentando diferenças estatisticamente significantes, de acordo com o teste de comparação múltipla de *Scheffé*. Os resultados deste estudo demonstraram que a natureza crítica do processo de fabricação, em condições laboratoriais, pode produzir falhas superficiais de resistência-limite e estes defeitos podem causar maiores falhas em condições clínicas.

Miyashita et al.²⁴ (2000) realizaram uma avaliação da resistência à flexão de dois sistemas cerâmicos para a confecção de infra-estruturas para próteses parciais fixas: o In-Ceram Alumina (Vita) e o Empress 2 (Ivoclar). Foram confeccionados dez corpos-de-prova de cada material com medidas de $15,0 \times 3,0 \times 4,0$ mm³. As amostras foram submetidas ao ensaio de flexão de três pontos. Os valores médios de resistência foram superiores estatisticamente para o In-Ceram Alumina (409,47MPa) em relação à cerâmica Empress 2 (308,62MPa).

Kheradmandan et al.²² (2001) avaliaram a resistência à fratura de quatro diferentes tipos de próteses parciais fixas adesivas de três elementos. Os materiais avaliados foram: a) próteses galvano-cerâmicas (AGC); b) próteses de In-Ceram Alumina (Vita) confeccionadas pelo equipamento Celay (Mikrona); c) próteses de dissilicato de lítio (Empress 2-Ivoclar); e d) próteses metalo-cerâmicas para controle. Foram confeccionados trinta e dois modelos com dentes naturais sem cárie. Os dentes extraídos foram colocados sobre uma membrana periodontal artificial (Anti-Rutsch-Lack; Wenko-Wenselaar - Alemanha) de acordo com o protocolo do fabricante. Cada incisivo foi recoberto por 2,0mm de cera abaixo do limite amelo cementário e recobertos por uma resina borrachóide; a distância mesio-distal mantida entre os pilares foi de 8,5mm, com a posição dos pilares em relação ao plano horizontal de 180°

e uma inclinação axial de 45°. Sobre estes dentes foram realizados preparos de coroa total com 6° de convergência e altura de 4,0mm para os incisivos laterais, e 6,0mm de altura para os incisivos centrais, com um recobrimento incisal de 2,0mm e um término cervical em ombro com ângulos internos arredondados com espessura de 1,2mm ao redor de todo o dente. Para a obtenção dos modelos de trabalho foram realizadas moldagens com polivinilsiloxano (Dimension Garant–ESPE). Os conectores para a infra-estrutura de metalo-cerâmica e eletrodeposição foram confeccionados com 3,0mm de altura e 2,0mm de largura, enquanto para as estruturas de cerâmica pura foram usados conectores com 4,0mm de altura e largura. Todas as próteses foram cimentadas com cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray) e mantidas em solução salina por 24 horas. Os corpos-de-prova foram divididos em grupos de oito amostras e submetidos a um carregamento dinâmico, utilizando uma carga de 25N a 1,3Hz; foram colocados em um simulador de mastigação de duplo-eixo, em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo dos dentes, e sincronizados com uma ciclagem térmica de 5° a 55° por sessenta segundos. As amostras que não fraturaram foram submetidas a um carregamento estático (*quasi-static*) em um instrumento de testes universal (Zwich Z010/TN2S – Alemanha) em direção ao longo eixo dos dentes pilares a 0°, a uma velocidade de 2,0mm/min, até a fratura. Os resultados demonstraram que nem as próteses metalo-cerâmicas, nem as de eletrodeposição fraturaram durante o carregamento dinâmico realizado pelo simulador de mastigação, enquanto verificaram-se duas fraturas no grupo de dissilicato de lítio Empress 2 e cinco no grupo de Celay In-Ceram Alumina. As próteses de cerâmica pura apresentaram fratura nos conectores, tanto para o carregamento estático quanto no dinâmico.

Visando a ampliar as possibilidades de uso do sistema In-Ceram para a confecção de próteses parciais fixas Apholt et al.² (2001), examinaram a viabilidade na união de barras de In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia. Além da forma convencional de obtenção da infra-

estrutura cerâmica do sistema In-Ceram pela técnica de *slip casting*, é possível obter-se infra-estruturas de coroas ou *copings* pelo sistema computadorizado Cerec 2 (Siemens), por meio do desgaste de blocos cerâmicos pré-fabricados industrialmente (Vitablocks Mark II). Embora possam ser utilizados para a confecção de infra-estruturas o Cerec Vitablocks In-Ceram Alumina ou Zircônia, o comprimento máximo para a restauração a ser confeccionada pelo sistema é de 17,0mm impossibilitando, desta forma, o seu uso para a obtenção de estruturas para próteses parciais fixas de três elementos, que possuem, em média, de 22,0 a 24,0mm de comprimento. Para a realização do teste de resistência à flexão foram confeccionadas barras com as dimensões de 3,0mm X 4,0mm x 13,0mm – utilizando-se diferentes técnicas. Para o controle foram utilizados cinco grupos de 15 amostras cada: (C1) In-Ceram Alumina obtidos por meio de blocos desgastados pelo equipamento Cerec 2; (C2) In-Ceram Alumina obtidos pelo sistema de *slip casting* em laboratório próprio; (C3) In-Ceram Alumina obtidos pelo sistema de *slip casting* no laboratório da empresa Vita; (C4) In-Ceram Alumina obtidos pelo corte dos blocos de alumina com o auxílio de fio de corte diamantado; e (C5) In-Ceram Zircônia obtidos por meio de blocos desgastados pelo equipamento Cerec 2. Para o grupo de teste foram realizados cortes manuais com discos diamantados, primeiramente perpendicular ao longo eixo da barra, formando um ângulo de 90° e separando de forma congruente as partes; o segundo corte foi realizado na porção central em ângulo de 45° em relação ao lado mais amplo de 4,0mm, e um terceiro corte, também na porção central em 45°, mas em relação à superfície mais estreita de 3,0mm; o último tipo de corte foi realizado na porção central, promovendo um arredondamento e alisamento das bordas. Foram preparados seis grupos teste: (T1) In-Ceram Alumina obtidos por meio de blocos desgastados pelo equipamento Cerec 2 e separados em ângulo reto; (T2) In-Ceram Alumina obtidos pelo sistema de *slip casting* e separados em 90°; (T3) In-Ceram

Alumina usinados e cortado em 45° na superfície de 4,0mm; (T4) In-Ceram Alumina usinados e cortado em 45° na superfície de 3,0mm; (T5) In-Ceram Alumina usinados e com corte arredondado; e (T6) In-Ceram Zircônia usinados e com corte arredondado. Todas as barras foram fixadas com o auxílio de uma morsa e mantendo uma distância de 0,50mm. As superfícies a serem unidas foram umedecidas com água destilada e a união foi realizada por meio do material de *slip* correspondente, aplicado com o auxílio de um pincel fino. Os corpos-de-prova foram sinterizados em um forno especial Inceramat (Vita), e posteriormente infiltrados com vidro fundido. O teste de flexão de três pontos foi realizado utilizando-se uma máquina de ensaios universal (RM 50, Schenk-Trebel – Suíça). A distância entre os apoios foi de 10,0mm e a carga aplicada no ponto central entre os suportes a uma velocidade de 0,5mm/min. A análise de variância *two-way* demonstrou diferenças significativas entre os materiais ($p < 0,001$) e forma de união ($p < 0,001$). A forma arredondada apresentou os maiores valores de resistência à flexão: de 434,0±65,0MPa para as barras de In-Ceram Alumina e 475,0±54,0MPa para as barras de In-Ceram Zircônia. Os maiores resultados obtidos foram para as barras de In-Ceram usinadas sem pontos de união para controle. O In-Ceram Alumina apresentou 511,0±59,0MPa e o In-Ceram Zircônia 624,0±58MPa. Não foram observadas diferenças significativas ($p > 0,05$) entre os grupos In-Ceram Zircônia usinado e unido 475,0±54,0MPa; In-Ceram Alumina convencional sem união 498,0±125,0MPa; e In-Ceram Alumina usinado e sem união 511,0±59,0MPa.

Tinschert et al.⁴³ (2001) avaliaram a resistência à fratura *in vitro* de próteses parciais fixas posteriores de três elementos totalmente cerâmicos, com diferentes materiais para infra-estrutura. Foram confeccionados modelos de liga de Níquel-Crômio (Wiron 99 – Bego), com preparos de coroas totais em segundo pré-molar e segundo molar, com redução oclusal de 1,5mm, ângulo de convergência entre as paredes

de 10° a 12° e término cervical em chanfro de 30° com 0,9mm de espessura, sobre os quais foram confeccionadas infra-estruturas com 0,8mm na região dos casquetes e conectores de 4,0mm de altura no sentido ocluso-gengival. Os materiais utilizados foram: a) IPS Empress (Ivoclar) porcelana reforçada por leucita; b) IPS Empress 2 (Ivoclar) cerâmica de dissilicato de lítio; c) In-Ceram Alumina (Vita); d) In-Ceram Zircônia (Vita); e e) DC Zircon (DCS Dental – Vita) cerâmica de zircônia parcialmente estabilizada. As infra-estruturas de In-Ceram e DC Zircon foram obtidas pelo sistema computadorizado CAD/CAM, Precident DCS system – em que um escaneamento mecânico digital (Precimill) é realizado sobre os preparos e os dados são transmitidos ao computador, que calcula e desenha a forma da infra-estrutura e blocos cerâmicos pré-sinterizados são usinados por meio de uma máquina de usinagem (Precimill), obtendo estruturas controladas e uniformes. As cerâmicas do sistema In-Ceram sofrerão, posteriormente, infiltração por vidro fundido. As restaurações do sistema IPS Empress foram obtidas pela inclusão de padrões de cera em revestimento e uso da técnica de cera perdida e injeção de cerâmica fundida. As infra-estruturas realizadas foram recobertas pelas respectivas porcelanas de revestimento estético, exceto a cerâmica de leucita (IPS Empress), que foi confeccionada em sua forma final para a realização da técnica de pintura. Todas as próteses obtidas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco sobre os modelos metálicos. Os testes foram realizados com as estruturas secas e o carregamento foi realizado na porção oclusal mediana a uma velocidade de 0,5mm/min, em uma máquina de ensaios universal (Zwick). Durante os testes, a formação inicial de fraturas ocorreu ao redor dos pontos de carga, havendo uma propagação da fratura em direção à mucosa dos conectores, acompanhando o plano de máxima tensão gerada; algumas vezes as fraturas das coroas dos dentes pilares ocorreram na margem gengival adjacente à área do conector. As porcelanas de zircônia parcialmente estabilizadas (DC Zircon) foram as que revelaram maior

resistência à fratura, com valores comparáveis aos das metalo-cerâmicas, com cargas de falha superando 2000N; valores intermediários foram obtidos pelo In-Ceram Zircônia e o IPS Empress 2, e os menores valores, inferiores a 1000N, foram obtidos pelo In-Ceram Alumina e IPS Empress reforçado por leucita.

Esquivel-Upshaw et al.⁹ (2001) realizaram testes de resistência à flexão de três materiais cerâmicos: o IPS Empress (Ivoclar) porcelana feldspática reforçada por cristais de leucita; In-Ceram Alumina (Vita), e Procera AllCeram (Nobel Biocare). Foram realizados corpos-de-prova com tamanhos aproximados de $5,0 \pm 0,25$ mm em largura, $1,0 \pm 0,2$ mm em espessura, e 21mm em comprimento. As amostras foram uniformizadas com lixa 600, que apresentam tamanho de partículas equivalentes a $15\mu\text{m}$; foram limpas em água destilada em um ultra-som. O ensaio de três pontos foi realizado em uma máquina de ensaios universal (Instron 8501) a uma distância entre os suportes de 13,55mm, sendo a carga aplicada no centro da amostra. A resistência à flexão obtida foi de $176,9 \pm 13,0$ MPa para o IPS Empress; $323,4 \pm 51,9$ MPa para o In-Ceram Alumina; e $464,3 \pm 41,3$ MPa para o Procera AllCeram.

Hwang & Yang¹³ (2001) compararam a resistência à fratura *in vitro* de coroas totais anteriores de In-Ceram, com infra-estrutura (*coping*) confeccionadas pela técnica convencional e por meio da usinagem de blocos cerâmicos pré-sinterizados pelo sistema Celay (Mikrona – Suíça). Foram confeccionados dez modelos metálicos de aço inoxidável, com preparo de incisivo central superior com término cervical em ombro com espessura de 1,0mm e ângulo de convergência entre as paredes de 6° . Os modelos foram duplicados com silicone de adição Extrude (Kerr) e vazados com gesso pedra tipo IV (Silky Rock – Whip Mix). Quatro grupos de dez coroas anteriores foram obtidos: a) coroas de In-Ceram Alumina convencional; b) coroas de In-Ceram Alumina obtidos pelo sistema Celay; c) coroas de In-Ceram Spinell convencional; d) coroas de In-Ceram Spinell obtidos pelo sistema Celay. As coroas foram

cimentadas aos modelos mestres metálicos com o cimento resinoso Panavia TC (Kuraray), armazenadas durante 24 horas em água destilada a 37°C. O teste de resistência à fratura foi realizado com uma máquina de ensaios universal (Instron 4462, Canton - MA). As amostras foram carregadas por um dispositivo em forma de bola com 4,0mm de raio, aplicado a 1,5mm do centro da borda incisal em um ângulo de 30° em relação ao longo eixo, a uma velocidade de 0,5mm/min, até ocorrer a fratura. Os resultados demonstraram, dentro dos limites do experimento, que as coroas confeccionadas com as infra-estruturas usinadas pelo sistema Celay apresentaram maior resistência à fratura em relação às coroas obtidas pelo método convencional; em ambas as situações, as coroas de In-Ceram Alumina apresentaram maior resistência à fratura do que as coroas de In-Ceram Spinell.

Tan et al.⁴¹ (2001) compararam a resistência à flexão da cerâmica de alumina infiltrada por vidro e modificada pela adição de filamentos de silico-carbide, incorporada à matriz de alumina, utilizadas geralmente para reforço cerâmico. Três grupos de dez amostras foram confeccionados com: a) In-Ceram Alumina convencional; b) In-Ceram Alumina com 0,125% em peso de filamentos de silico-carbide; c) In-Ceram Alumina com 0,25% em peso de filamentos de silico-carbide. Foram obtidos corpos-de-prova com dimensões de 25,0mm X 5,0mm X 2,0mm, utilizando moldes de silicone, com aberturas no topo e na base, apoiados sobre uma base de gesso especial (Vita). Após a sinterização e infiltração por vidro fundido, as amostras foram reduzidas a uma dimensão final de 4,0mm X 1,2mm X 25,0mm $\pm$ 0,05mm, com pontas diamantadas em peças de mão em alta rotação, desgastadas com rodas de borracha e polidas com discos de silico-carbide na seqüência de 120 a 600. As superfícies foram polidas com pasta diamantada e limpas em água destilada em ultra-som durante cinco minutos, guardadas secas e imersas em água destilada à temperatura ambiente (23°C), 24 horas antes dos testes. O ensaio mecânico de flexão em três pontos foi

realizado em uma máquina Zwick 1435, a uma velocidade de 1,0mm/min. A distância entre os apoios foi de 16,07mm, e a carga aplicada no ponto central entre os suportes. Os valores de resistência à flexão variaram de 411,0 a 182,0MPa, não revelando diferença significativa entre as amostras dos três grupos testados, havendo uma ligeira diminuição dos valores quando os filamentos eram incorporados, possivelmente devido à formação de microbolhas durante a liberação de gases, através da reação com as partículas de silico-carbide.

Fischer et al.¹⁰ (2001) verificaram a possibilidade do uso de um método não destrutivo de estimativa em relação à resistência mecânica de materiais dentários cerâmicos. Baseados no alto custo e na relativa dificuldade de obtenção de corpos-de-prova cerâmicos com forma precisa e lisura superficial que influenciam nos resultados dos ensaios mecânicos de resistência à flexão, levando a uma variação nos resultados, desta forma os autores procuraram avaliar os valores de resistência através da obtenção do módulo de *Young* e a sua aplicação na lei de *Hook*, válida para materiais em estado elástico linear (apesar das cerâmicas odontológicas não serem caracterizadas desta forma, o seu comportamento é similar), o módulo de *Young* é avaliado através da mensuração da frequência de ressonância, da densidade do material testado e das dimensões da amostra. A densidade é obtida pela razão entre peso e volume, e os corpos-de-prova confeccionados possuíam uma forma geométrica simples, na forma de barra, com as dimensões de 3,0mm X 9,0mm X 40,0mm. A indução da frequência de flexão por ressonância nos corpos-de-prova foi promovida pela colocação de uma bola metálica na extremidade da barra, enquanto a barra permanecia apoiada sobre dois finos rolos de borracha de 1,0mm de diâmetro. A frequência da ressonância foi medida por um sistema altamente sensível (Grindo Sonic, Mk4i, Lemmens, Köln - Alemanha) e os dados analisados por meio de um programa que calculava o módulo de *Young*. Para comparação dos resultados foram realizados testes de resistência à

flexão em quatro pontos em uma máquina de ensaios universal (Zwick Z030, Ulm, Alemanha). Os corpos-de-prova possuíam as medidas de 1,5mm X 3,0mm X 30,0mm e foram carregados mantendo-se os apoios externo a uma distância de 24,0mm e na superfície interna 12,0mm; a velocidade escolhida variou entre 0,5 e 1,0mm/min, desde que a fratura ocorresse entre 5 e 15 segundos. A avaliação ocorreu em 13 materiais cerâmicos, sendo oito através da comparação dos resultados obtidos no teste de resistência à flexão e cinco baseados em dados da literatura. Os dados obtidos por análise direta foram os seguintes: a) Cerec/Mark II (86,0MPa); b) Duceram Opaker (59,0MPa); c) Empress 1 (94,0MPa); d) Empress 2 (273,0MPa); e) In-Ceram Alumina Celay (264,0MPa); f) In-Ceram Spinell (171,0MPa); g) Optec OPC (87,0MPa); h) Vita Omega Opaker (66,0MPa); e os obtidos por análise indireta segundo dados da literatura: i) Duceram LFC Transpa (113,0MPa); j) Duceram Transpa (70,0MPa); k) In-Ceram Alumina (450,0MPa); l) Vitadur Alpha Core (120,0MPa); m) Vitadur Alpha Dentin (95,0MPa). Os valores de resistência à flexão previstos pelo método não destrutivo ficaram dentro de 39% dos valores medidos, exceto no caso do Empress 2 cujo valor diferiu em 60% em relação aos dados de resistência à flexão. O teste de estimativa de resistência para os materiais dentários cerâmico demonstrou-se possível, mas de baixa precisão em relação aos valores.

Scherrer et al.³³ (2001) avaliaram os efeitos da exposição à água na dureza e resistência à flexão em cerâmicas dentais vítreas. Para o ensaio de flexão foram realizados vinte corpos-de-prova de porcelana Duceram LFC (Ducera Dental - Alemanha), com as dimensões de 25,0 X 4,5 X 2,0 mm³. As amostras foram distribuídas em três grupos: a) mantida no ar, em temperatura ambiente, durante uma semana; b) manutenção em água deionizada a 80°C por 24 horas; c) manutenção em água deionizada por oito semanas. Antes dos testes todas as amostras foram limpas em ultra-som, com etanol, por cinco minutos e secas com ar. O ensaio de flexão foi realizado a uma velocidade de 0,1mm/min e com uma

distância entre os apoios de 21,0mm. Os resultados não demonstraram diferenças significativas após o armazenamento em água.

Raigrodski & Chiche³² (2001) realizaram uma revisão da literatura indexada, avaliando a eficácia e segurança no uso de próteses parciais fixas anteriores totalmente cerâmicas. Segundo os autores, a principal vantagem das restaurações cerâmicas é o aumento na profundidade de translucidez e transmissão de luz, tanto em profundidade como através de toda a restauração. Como principal desvantagem citam a falta de dados clínicos em relação a eficiência no uso ao longo do tempo desta modalidade de trabalho, devendo as limitações e contra-indicações serem avaliadas cuidadosamente. A criação de grande tensão nas áreas dos conectores aumenta o risco de fratura catastrófica, sendo totalmente contra-indicado o seu uso em próteses de extremo livre, além do uso de dentes pilares com suporte periodontal comprometido e que apresentem nítido aumento de mobilidade. Em relação aos trabalhos *in vitro*, a realização de ensaios mecânicos em corpos-de-prova retangulares ou em forma de discos não acompanha a configuração geométrica complexa das próteses parciais fixas. A reflexão das condições clínicas nestes estudos, conseqüentemente, deve ser questionável.

Itinoche et al.¹⁶ (2002) avaliaram a microdureza da cerâmica In-Ceram Alumina na superfície transversal de uma barra do material cerâmico com dimensões de 3,0 X 4,0 X 15,0mm³, seccionada na sua porção central. Na superfície do corte transversal foi observada uma coloração diferente na região central em relação à região marginal da superfície cerâmica, sugerindo ausência da infiltração do vidro. O teste de dureza Vickers foi realizado na região central e nas superfícies marginais da área do corte transversal da barra cerâmica. Os resultados demonstraram uma diferença significativa na dureza superficial entre a região central (1481,4Hv) e a região periférica (1613,1Hv). Os autores concluíram que a infiltração do vidro fundido ocorreu de forma diferente em cada uma destas regiões do corpo-de-prova.

Miyashita et al.²⁵ (2002) realizaram um estudo comparando a resistência à flexão de In-Ceram Alumina e Zircônia, após o corte na sua porção central e posterior reparo com o próprio material, ressinterização e infiltração com vidro fundido. Foram confeccionados quatro grupos com dez amostras cada, com dimensões de 15,0mm X 3,0mm X 4,0mm. No grupo 1 (G1) o In-Ceram Alumina foi sinterizado durante duas horas, a 1.120°C, e infiltrado por vidro fundido durante duas horas; no grupo 2 (G2) as amostras após a sinterização foram seccionados ao meio com discos diamantados e reparados com o própria porcelana de alumina, repetindo-se o ciclo de sinterização e a infiltração de vidro; no grupo 3 (G3) o In-Ceram Zircônia foi sinterizado com dois ciclos de queima, o primeiro a 1.120°C por duas horas e o segundo ciclo a 1.180°C durante duas horas, foi realizado posteriormente um ciclo para a infiltração de vidro a 1.140°C por duas horas; no grupo 4 (G4) as amostras de In-Ceram Zircônia, após os ciclos de sinterização, foram separadas ao meio com disco diamantado e unidas com a cerâmica de zircônia, repetindo-se os ciclos de sinterização e realizando-se a infiltração do vidro. As amostras dos quatro grupos foram submetidos ao ensaio de flexão em três pontos em um equipamento de ensaios universal (MTS), a uma velocidade de 0,75mm/min. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância *two-way*, sendo os resultados para os grupos G1 (420,96±79,40MPa); G2 (188,77±39,08MPa); G3 (580,10±74,01MPa) e G4 (240,48±45,54MPa), não havendo diferença estatística entre os grupos G2 e G4.

Chong et al.⁵ (2002) compararam a resistência à flexão dos sistemas In-Ceram Alumina e do In-Ceram Zircônia. A probabilidade de falha dos dois materiais foi analisada com e sem a laminação pela porcelana Vitadur – Alpha. Foram confeccionados dez corpos-de-prova de cada material. As amostras de In-Ceram Alumina foram confeccionados realizando-se a vazagem da barbotina diretamente no interior de moldes de silicona de consistência massa, com dimensões maiores do que seriam

necessárias - as dimensões iniciais foram de aproximadamente 21mm X 7mm X 2mm. O material seco foi então removido do molde e levado ao forno Incermat para sinterização à temperatura de 1.120°C, durante 10 horas. A alumina sinterizada foi desgastada com lixas de papel 600 a dimensões de 20,0±0,1mm X 6,0±0,1mm X 1,0 ± 0,1mm. As amostras foram infiltradas com vidro fundido durante seis horas, a 1.100°C. As amostras de In-Ceram Zircônia foram fornecidas pelo fabricante (Vita), com as dimensões de 20,0±0,1mm X 6,0±0,1mm X 1,0 ± 0,1mm. Para a realização da laminação foram preparadas dez amostras de cada material, com metade da espessura descrita anteriormente, sobre as quais foi aplicada uma camada de porcelana Vitadur Alpha, sinterizada a uma temperatura de 950°C. As amostras foram polidas com lixa de papel 600, até a obtenção de dimensões finais semelhantes ao material sem laminação. Realizou-se o ensaio de flexão de três pontos com os apoios localizados a uma distância de 18,0mm e a carga aplicada no centro. Os valores médios de resistência obtidos foram de 362MPa para In-Ceram Alumina; 513MPa para o In-Ceram Zircônia; 47MPa para o In-Ceram Alumina laminado; e 64MPa para o In-Ceram Zircônia laminado. A microscopia eletrônica de varredura realizada nas superfícies fraturadas revelou texturas similares entre os materiais. No In-Ceram Zircônia é observada a presença de conglomerados de aproximadamente 1µm (ou maiores). Embebido pela matriz vítrea, estes conglomerados poderiam ser de zircônia monoclinica, que diminui a propagação de trincas, aumentando a característica de resistência deste material. O modo de fratura em ambos os sistemas foi predominantemente transgranular das placas de alumina - tipo de fratura que ocorre freqüentemente em cerâmicas de tamanho granular grande.

Guazzato et al.¹² (2002) avaliaram as propriedades mecânicas do In-Ceram Alumina (ICA) e do In-Ceram Zircônia (ICZ). Foram preparados noventa e quatro discos, com 1,0mm de espessura e 16,0mm de diâmetro, e seis barras, com 30,0mm X 12,5mm X 1,0mm.

Todas as amostras foram confeccionadas a partir de moldes de silicone, com abertura superficial no topo e na base, e apoiadas sobre uma base de gesso especial fornecida pelo fabricante. A barbotina do In-Ceram Alumina e Zircônia foi vazada no molde e secas antes da sinterização em alta temperatura no forno Inceramat II (Vita), segundo as recomendações do fabricante, e posteriormente infiltradas com vidro fundido. O excesso de vidro foi removido com jato de óxido de alumínio de 50 μ m, a uma pressão máxima de 0,25MPa. Após o desgaste com discos diamantados e polimento com pastas diamantadas, as amostras receberam os ciclos de queima, simulando os passos seguintes de aplicação do revestimento estético. Como uma coloração irregular poderia corresponder a uma distribuição irregular do vidro fundido através dos poros cerâmicos, foram realizados os testes de resistência e tenacidade, dividindo o ICZ em dois grupos: um com vidro na superfície tensil (ICZG), e outro aparentemente sem vidro na face tensil (ICZN). Então, as fases cristalinas de ambos os grupos foram investigadas por meio da análise de difração de raios – X. Os resultados da análise comparativa das superfícies do ICZG e ICZN demonstraram não haver diferença na composição das fases. Foi concluído que o aspecto irregular possivelmente é devido a uma distribuição irregular dos pigmentos, que não acompanham o vidro fundido. Nos ensaios de flexão biaxial não foram observadas diferenças significativas entre os grupos ICA (600 ± 60 MPa) e ICZ (620 ± 61 MPa). A análise de difração de raios-X mostrou uma pequena transformação dos cristais de zircônia tetragonal em monoclinico, quando as amostras eram fraturadas, justificando a existência de uma modesta diferença na resistência à fratura entre as duas cerâmicas.

Oh & Anusavice²⁷ (2002) avaliaram o efeito do desenho dos conectores na resistência à fratura de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas. Os dados clínicos disponíveis sugerem que as falhas ocorrem com maior frequência nas áreas entre os retentores e o pântico. A forma das próteses parciais fixas não é uniforme: o seu

contorno possui uma complexa combinação de múltiplas convexidades e concavidades, dependendo da geometria do dente e de seu alinhamento. Em particular, a área do conector possui uma estreita constrictão por motivos estéticos e biológicos, e estas regiões representam áreas de concentração de tensões em relação à média do nível de tensão em outras áreas da prótese. A distribuição de tensão na prótese cerâmica pode ser afetada pela mudança de contorno abrupta; esta tensão aumenta de forma significativa em regiões de grande curvatura, e este efeito é muito maior em materiais frágeis como a cerâmica, que contém bolhas e trincas de tamanhos e orientações variadas. Os autores avaliaram o efeito do raio de curvatura no espaço interproximal, na região oclusal e gengival. Foram realizados quarenta enceramentos de próteses fixas de três elementos com as mesmas dimensões, a partir de um molde de silicone padronizado, divididos em quatro grupos de dez amostras cada. Na área dos conectores foram realizadas modificações nas fendas interproximais na superfície oclusal e gengival, com o auxílio de esculpidores que possuíam pontas com raio de curvatura de 0,90mm e 0,25mm. Para a obtenção dos corpos-de-prova cerâmicos foi utilizada uma cerâmica experimental injetável à base de dissilicato de lítio (Ivoclar). Os corpos-de-prova cerâmicos foram cimentados com cimento resinoso Variolink II (Vivadent) sobre modelos de resina epóxica Araldite 502 (Fullan Inc.), simulando o módulo de elasticidade da dentina. As amostras foram fraturadas em uma máquina de ensaios universal, a uma velocidade de 0,5mm/min, com a carga aplicada no centro do pântico através de um dispositivo esférico de aço com 14,3mm de diâmetro. Os resultados demonstraram que a resistência à fratura foi afetada pela modificação do raio de curvatura na fenda interproximal, possuindo raio de curvatura na superfície oclusal um efeito menor na susceptibilidade à fratura, enquanto na superfície gengival o aumento do raio de curvatura de 0,25 a 0,90mm aumentou em 140% a carga média para fratura. Os

piores resultados foram observados quando o raio de 0,25mm foi aplicado na superfície gengival.

Baseado no trabalho anterior Oh et al.²⁸ (2002) avaliaram o uso de modelos tridimensionais de elementos finitos. Foram realizadas fractografias e a análise dos modelos de elementos finitos foi feita por meio de um *software* (CARES/NASA) para determinar o local de início da fratura, e, além disso, a previsão das características de resistência, o local de pico de concentração de tensões e a intensidade de risco de ruptura. O estudo em modelos de elementos finitos demonstrou que as trincas iniciam-se na região do conector, evidenciando uma boa correlação entre a análise simulada de modelos de elementos finitos e o resultado do experimento laboratorial.

Bindl & Mörmann³ (2002) realizaram um acompanhamento clínico de coroas de In-Ceram Alumina e Spinell em dentes posteriores. As coroas foram confeccionadas a partir de blocos cerâmicos pré-sinterizados e usinados com o sistema CAD/CAM Cerec 2 (Sirona). Foram avaliadas 19 coroas de In-Ceram Spinell sendo quatro realizadas em pré-molares e 15 em molares, e 24 coroas de In-Ceram Alumina, dos quais dois em pré-molares e 22 em molares, com um total de 21 pacientes. Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray). Os pacientes foram avaliados utilizando-se o critério de avaliação clínica USPHS modificado, durante um período de 39±11 meses. Neste período, duas coroas de In-Ceram Alumina fraturaram em uma mesma mulher, que demonstrou sintomas de excessiva atividade parafuncional. O índice de sobrevida de *Kaplan-Meyer*, devido à fratura das duas coroas, indicou um índice de 92% para o In-Ceram Alumina e 100% para o In-Ceram Spinell. Estes índices foram considerados excelentes pois a resistência mecânica do In-Ceram Spinell é considerada baixa (281MPa) em relação ao In-Ceram Alumina (530MPa), uma vez que o uso de coroas de In-Ceram Spinell em dentes posteriores não é reportada na literatura. Este estudo preliminar não

suporta a hipótese de que dados de maior resistência à fratura levam obrigatoriamente a uma maior resistência à fratura em qualquer caso.

Itinchoche¹⁵ (2002) avaliou a influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. Foram estudados quatro materiais cerâmicos utilizados para infra-estruturas de próteses parciais fixas: a) Procera AllCeram; b) In-Ceram Zircônia; c) In-Ceram Alumina; d) IPS Empress 2. Para a realização do ensaio de flexão biaxial foram confeccionados 24 corpos-de-prova de cada material em forma de disco com dimensões aproximadas de 15,0mm de diâmetro e 1,2mm de espessura. O número total de amostras de cada material foi dividido em dois subgrupos, de acordo com realização ou não de ciclagem mecânica (20.000 ciclos com carga de 50N, imersos em água destilada a 37°C). Duas amostras de cada subgrupo foram avaliadas por meio de microscopia eletrônica de varredura, comparando-se, desta forma a morfologia dos sítios que receberam ou não ciclagem mecânica. Assim, oitenta corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à flexão e fraturados em uma máquina de ensaios universal (Instron 4301), a uma velocidade de 1,0mm/min. Os dados foram tratados estatisticamente pela ANOVA e pelo teste de *Tukey* e os resultados indicaram que: a) a ciclagem mecânica induziu a um decréscimo significativo na resistência à flexão; b) as médias dos valores de resistência à flexão para os materiais cerâmicos avaliados foram de: Procera AllCeram (638,77MPa); In-Ceram Zircônia (477,14MPa); In-Ceram Alumina (403,00MPa); IPS Empress 2 (337,85MPa). A análise pela microscopia eletrônica de varredura apresentou alterações nas superfícies após a ciclagem mecânica.

Dias⁸ (2002) analisou a influência das características químicas e microestruturais nas propriedades mecânicas dos materiais de infra-estrutura (A - IPS Empress 2 e B - In Ceram Alumina) e de recobrimento estético (C - Empress cerâmico e D - Vitadur Alpha) de sistemas totalmente cerâmicos. Para determinar os valores dos parâmetros das propriedades mecânicas foram utilizados os ensaios de

flexão em quatro pontos, cisalhamento (com e sem ciclagem) e microdureza superficial Vickers. As superfícies das cerâmicas foram analisadas por difração de raios X e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Após os ensaios mecânicos, as superfícies de fratura dos materiais A e B e as interfaces A/C e B/D foram analisadas quimicamente por EDX e microestruturalmente por MEV. Os resultados foram consistentes com a literatura, em que os materiais A e B são compostos de fases cristalinas e C e D são vítreos. Os valores médios de resistência à fratura por flexão foram coerentes com os compostos presentes nas cerâmicas, e os desvios padrões foram relacionados à quantidade de defeitos microestruturais (poros e falhas): a) IPS Empress 2 ($192,90 \pm 20,97 \text{ MPa}$); b) In Ceram Alumina ($312,54 \pm 60,82 \text{ MPa}$); c) conjunto A/C - Empress2/Empress cerâmico ($55,40 \pm 9,45 \text{ MPa}$); d) conjunto B/D - In-Ceram Alumina/Vitadur Alpha ($128,18 \pm 31,14 \text{ MPa}$). Os tratamentos estatísticos não paramétricos de *Kruskal-Wallis* e *Weibull* dentro do parâmetro de resistência à flexão, observam que os materiais de infra-estrutura In Ceram Alumina e o IPS Empress 2 não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, porém quando comparados com os respectivos materiais de recobrimento estético cerâmicos Vitadur Alpha e Empress cerâmico, observou-se que há diferenças estatisticamente significantes. Estes dados mostraram uma diferença estatisticamente significativa do conjunto A/C em relação aos demais materiais, e do B/D com o material B. Não foi observada diferença significativa entre os valores de resistência à fratura obtida nos ensaios de cisalhamento estático e por ciclagem mecânica para um mesmo sistema. No ensaio sem ciclagem mecânica, verificou-se uma maior resistência adesiva para o sistema A/C, que foi associada à formação de interface química. Os resultados das caracterizações dos materiais estudados por EDX, difração de raios X e por MEV mostram que as cerâmicas de infra-estrutura são policristalinas, formadas por cristais imersos em fase vítrea. O IPS Empress 2 apresenta cristais de silicato de lítio envolvidos por fase

amorfa, composta de vidro feldspático, que atua como ligante entre os cristais. A composição química do recobrimento estético cerâmico indicado para o Empress 2 cerâmico é coerente com a fase vítrea da cerâmica de infra-estrutura, o que deverá permitir uma adequada dissolução da interface entre estes dois materiais, resultando em um aumento da aderência entre ambos. Em relação ao sistema In-Ceram Alumina, observa-se por meio da MEV, uma separação entre o recobrimento e a infra-estrutura, com uma definição clara da localização da interface. Além disto, observa-se que os poros da cerâmica da infra-estrutura não foram totalmente preenchidos pela fase vítrea da cerâmica de revestimento estético. Estas duas ocorrências contribuem para a diminuição da aderência entre estes dois materiais, esclarecendo o melhor comportamento da interface Empress 2/Empress cerâmico em relação ao In-Ceram Alumina/Vitadur Alpha.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à flexão de barras de In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia sinterizadas, seccionadas de diferentes formas e posteriormente unidas e infiltradas por vidro fundido. E verificar, por meio de microscopia eletrônica de varredura, a morfologia da região da fratura.

4 MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo foram utilizados os materiais cerâmicos para confecção de infra-estrutura de próteses parciais fixas: a) In-Ceram Alumina (Vita) e b) In- Ceram Zircônia (Vita).

4.1 Preparo dos corpos-de-prova

Foram confeccionados duzentos corpos-de-prova, na forma de barras, com as dimensões de 25,0mm X 4,0mm x 3,0mm sendo que 100 (Grupo A) foram obtidos utilizando o material cerâmico para infra-estrutura de próteses totalmente cerâmicas anteriores, o In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik – Alemanha), e os outros 100 (Grupo Z) foram confeccionados com material cerâmico para infra-estrutura de próteses totalmente cerâmicas utilizadas em dentes posteriores, o In-Ceram Zircônia (Vita Zahnfabrik – Alemanha).

Para a obtenção dos corpos-de-prova foram usinadas estruturas metálicas com as dimensões de 25,0mm X 4,0mm x 3,0mm (Figura 1) para que fossem confeccionados de moldes de silicone de adição. Estes moldes foram apoiados sobre bases de gesso especial (Vita), favorecendo a técnica de *slip casting*.

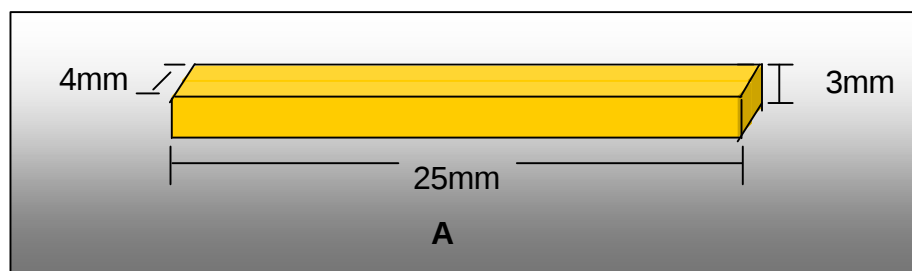


FIGURA 1 - Esquema das dimensões da barra retangular metálica.

A confecção da base de gesso foi realizada com o auxílio de um cilindro de plástico de 2,0cm de altura, possuindo uma abertura em sua porção superior com diâmetro de 10,0cm e em sua parte inferior uma abertura com 9,5cm de diâmetro (Figura 2) – cilindro este utilizado como suporte para grelha em conexões plásticas de tubulações (Tigre – Brasil). Foram recortadas duas placas de vidro de 4,0mm de espessura, uma possuindo 9,0cm de diâmetro e uma outra com diâmetro de 9,8cm (Figura 3). A placa de vidro de maior diâmetro foi fixada à porção superior do cilindro plástico com o auxílio de uma pistola com cola plástica aquecida (3M do Brasil) (Figura 4). Para facilitar a colocação e remoção da base de vidro, foi realizado um corte lateral no cilindro de plástico, com o auxílio de um disco de aço diamantado (KG Sorensen – Brasil), este também unido com cola plástica aquecida (Figuras 5 e 6).

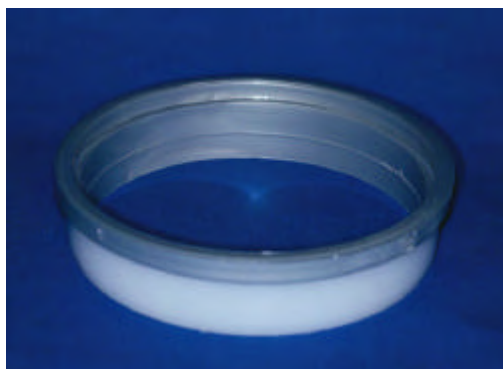


FIGURA 2 - Cilindro de plástico.

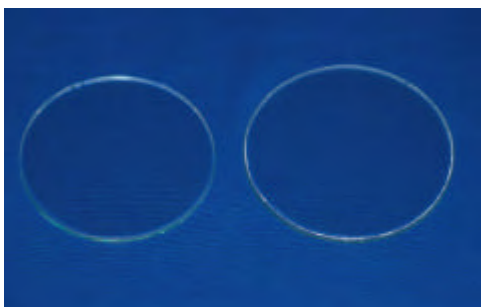


FIGURA 3 - Placas de vidro.



FIGURA 4 - Placas de vidro colada.

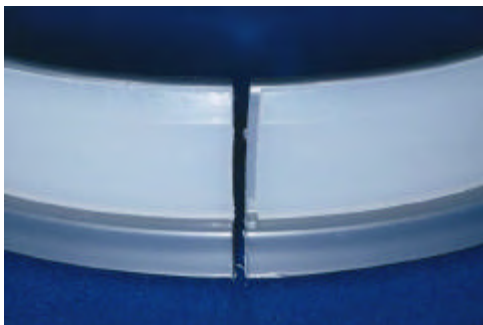


FIGURA 5 - Corte lateral.

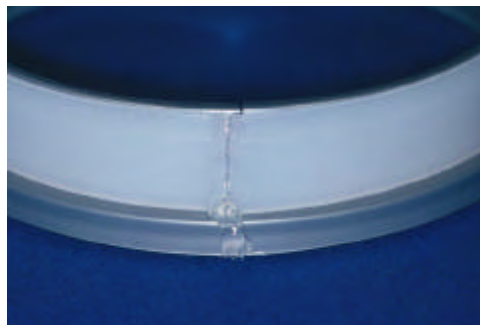


FIGURA 6 – União realizada.

No interior do cilindro foram vasados três porções de gesso especial Vita In-Ceram obedecendo-se a proporção de 20g de pó para 4,6ml de água destilada. O gesso foi espatulado durante 20 segundos, a vácuo. A inclusão do gesso foi realizada com o auxílio de vibrador de gesso. Após o completo preenchimento da base com gesso, foi realizada pela abertura uma suave compressão manual com o uso da placa de vidro de menor diâmetro apoiado sob um prendedor plástico (Figura 7). Aguardado o tempo médio de presa do material de duas horas, a base de gesso foi retirada do interior do cilindro plástico e as irregularidades marginais foram removidas com o uso de um recortador de gesso a seco (Renfert – Alemanha). A superfície do gesso que permaneceu em contato com a porção inferior do vidro apresentava um aspecto extremamente liso e uniforme, evitou-se o contato desta superfície plana com o recortador de gesso, para permitir a obtenção de uma superfície de corpos-de-prova mais uniforme.



FIGURA 7 – Compressão suave do gesso especial (Vita) com placa de vidro.

A base de gesso foi colocada novamente no interior do cilindro, apoiada sobre a base de vidro, mantendo-se, no entanto, a superfície mais lisa voltada para cima (invertendo sua posição original, com o intuito de promover a obtenção de corpos-de-prova com uma superfície mais regular. Antes de completar o posicionamento final da base de gesso no interior do cilindro, foram realizadas três cunhas em forma de “V” nas bordas do disco de gesso visando orientar o reposicionamento do molde de silicone à superfície da base de gesso especial Vita (Figura 8). A base de vidro e o corte lateral do cilindro plástico foram novamente fixados com a cola plástica aquecida. Sobre a base de gesso foram posicionadas 20 barras metálicas com dimensões de 25,0mm X 4,0mm x 3,0mm, com o auxílio de um material adesivo à base de éster de cianocrilato (Super Bonder/Loctite – Henkel Ltda. – Brasil), na porção central da estrutura metálica com o uso de um instrumento metálico gotejador de cera, de ponta fina (Figura 9).

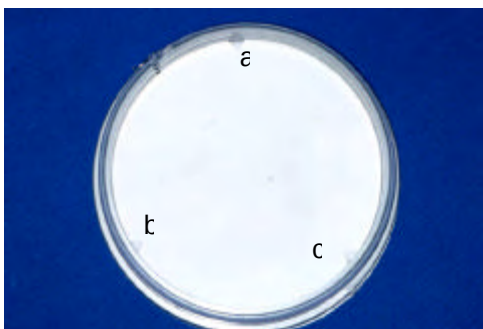


FIGURA 8 – Base de gesso com guias em forma de cunha (a,b,c).



FIGURA 9 – Barras metálicas posicionadas.

Posicionada as estruturas metálicas, estas foram moldadas com um polivinilsiloxano tipo II de consistência média (Flexitime Monofase - Heraeus Kulzer - Alemanha). O silicone de adição foi aplicado através do uso de pontas misturadoras, com o auxílio de pistolas dispensadoras. Após aplicação do material nos espaços entre as barras metálicas, foi realizada uma nova compressão manual com o uso da placa

de vidro de menor diâmetro apoiada a um prendedor plástico (Figura 10). A placa de vidro foi mantida nesta posição até o final da polimerização do material de moldagem.



FIGURA 10 – Compressão do material de moldagem com placa de vidro

O conjunto formado foi separado do molde de silicone as barras metálicas foram retiradas com o uso de pinças (Figura 11) e os excessos recortados com lâminas de bisturi nº 15 (BD – Brasil).

Na superfície do gesso aplicou-se uma fina camada do líquido selador Vita In-Ceram (Vita Zahnfabrik – Alemanha) e aguarda-se por período de uma hora. O molde de silicone foi reposicionado de acordo com as guias em forma de “V” previamente entalhadas nas margens do disco de gesso. A posição foi mantida com o uso do adesivo Super Bonder, aplicado em pontos variados das margens entre o gesso e o molde.

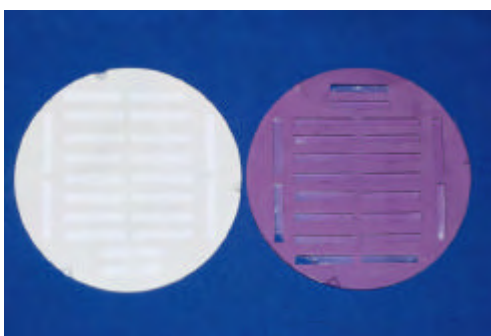


FIGURA 11 – Base de gesso com guias, separado do molde.



FIGURA 12 – Molde com aberturas na base e no topo.

O molde apresenta aberturas na base e no topo apoiado sobre a base de gesso especial (Figura 12). Esta base de gesso favorece a técnica de *slip casting*, na qual o pó cerâmico de finas partículas, com alto conteúdo de alumina é misturado a um líquido especial e aplicado em camadas que sob ação de capilaridade absorve a umidade ao interior do gesso.

A barbotina do In-Ceram Alumina para confecção de infra-estruturas foi obtida segundo as recomendações do fabricante (VITA In-Ceram Alumina⁴⁴). Foram pesados 38g de pó do In-Ceram Alumina com o auxílio de uma balança digital (Plenna). Em um copo *beaker* de vidro o pó cerâmico de finas partículas, com alto conteúdo de alumina é misturado a uma ampola de Vita In-Ceram Alumina *powder liquid* e uma gota de aditivo Vita In-Ceram. Sobre um vibrador o pó de alumina é adicionado em pequenas porções e manipulado lentamente com o auxílio de uma espátula de vidro, devendo-se interromper este processo pelo menos três vezes para que o recipiente de vidro seja levado ao ultra-som (Vitasonic II – Vita); durante dois minutos de cada vez, objetivando facilitar a manipulação e favorecer o escoamento do material. A água no interior do ultra-som deve estar resfriada, ou em dias de calor (acima de 25°C), mantida com gelo. Após adicionar todo o pó, o recipiente de vidro deve ser mantido durante 7 minutos no ultra-som, tomando-se o cuidado de não permitir a entrada de gotículas de água da cubeta do ultra-som. Ao final, o material deve apresentar uma consistência uniforme e homogênea. O material obtido deve ser mantido durante um minuto em um aparelho de vácuo e guardado em um recipiente plástico.

A barbotina foi aplicada em camadas no interior do molde de silicone com o auxílio de pincel para cerâmica nº4 (Vita). A base de gesso localizada abaixo do molde, sob ação de capilaridade, absorve a umidade excessiva, aglomerando as partículas sobre a base, formando

uma estrutura firme e densa. A aplicação da barbotina deve ser realizada sem pausas a fim de se evitar que as camadas aplicadas fiquem secas, promovendo um efeito semelhante à de “cascas de cebola”. Os moldes foram completamente preenchidos, deixando-se excessos principalmente na porção central - isto foi realizado objetivando evitar a formação de valas e poros pela secagem do material na porção central do corpo-de-prova.

O material foi mantido a temperatura ambiente, durante o período de 24 horas para secagem. As amostras foram regularizadas, inicialmente ainda dentro do molde de silicone desgastando manualmente a superfície com o uso de lixas de papel de granulações 240, 320 e 400 (3M do Brasil). O molde de silicone que envolvia as amostras foi removido, realizando-se cortes com lâminas de bisturi nº15, procurando desta forma evitar a fratura das amostras. Nas superfícies livres sobre a base de gesso especial, foi aplicado, com o uso de um pincel, o líquido estabilizador Vita In-Ceram (Vita), aguardando-se o período mínimo de 30 minutos.

As amostras foram levadas ao forno especial Incerammat III (Vita Zahnfabrik – Alemanha), sobre a base de gesso especial, realizando o ciclo de sinterização preconizado pelo fabricante conforme Quadro 1.

Quadro 1 – Ciclo de sinterização do In-Ceram Alumina

Temperatura	120°C	120 a 1120°C	1120°C	1120 a 400°C
Tempo	6 horas	2 horas	2 horas	2 horas

Os mesmos procedimentos foram realizados para o material cerâmico In-Ceram Zircônia, respeitando-se as recomendações do fabricante (VITA In-Ceram Zirconia⁴⁵). Para a obtenção da barbotina de Zircônia, utilizou-se a mistura de 45g de pó de In-Ceram Zircônia a

uma ampola do líquido Vita In-Ceram Alumina/Zircônia, com quatro gotas do aditivo de Zircônia.

De forma semelhante, o pó de zircônia é adicionado vagarosamente, em várias porções pequenas, no interior do copo *beaker*, sendo manipulado lentamente com o auxílio de uma espátula de vidro. Também este processo deve ser interrompido pelo menos três vezes (para o recipiente de vidro ser levado ao ultra-som), agora com a duração de quatro minutos cada vez. A mistura deve ser realizada sempre em água gelada com cubos de gelo no interior da cubeta do ultra-som. Ao final do processo o conjunto deve ser mantido durante 7 minutos no ultra-som. Uma atenção especial deve ser dada para que se evite a incorporação de gotículas de água no interior do recipiente de vidro com a barbotina do In-Ceram Zircônia, provenientes da intensa vibração do aparelho Vitasonic II.

Os procedimentos para a confecção da base de gesso e aplicação da barbotina foram os mesmos utilizados para a obtenção dos corpos-de-prova do In-Ceram Alumina. Porém o In-Ceram Zircônia requer dois ciclos de sinterização (Quadros 2 e 3). Da mesma forma, as amostras sinterizadas foram desgastadas manualmente com o auxílio de lixas, em ambiente seco, com granulação 240, 320 e 400.

Quadro 2 – Primeiro ciclo de sinterização do In-Ceram Zircônia

Temperatura	120°C	120 a 1120°C	1120°C	1120 a 500°C
Tempo	6 horas	2 horas	2 horas	2 horas

Quadro 3 – Segundo ciclo de sinterização do In-Ceram Zircônia

Temperatura	120 a 1180°C	1180°C	1180 a 500°C
Tempo	1 hora	2 horas	2 horas

Os corpos-de-prova sinterizados foram posicionados individualmente em um dispositivo metálico para avaliação de suas dimensões – o dispositivo funcionou como suporte para regularizar as superfícies das amostras com lixas de granulação 320 (3M do Brasil). As amostras foram, então, medidas com um paquímetro digital (Mitutoyo - Japão) para controle inicial dos desgastes (Figura 13); a seguir, foram desgastadas em ambiente sem umidade com lixas de papel de granulação 400, 500 e 600 (3M do Brasil).

Vinte corpos-de-prova de cada grupo foram selecionados aleatoriamente para formar os subgrupos de controle das amostras (subgrupos Ac e Zc). Para os grupos teste foram realizados quatro subgrupos de vinte amostras de cada material, realizando-se diferentes cortes para a separação dos corpos-de-prova.

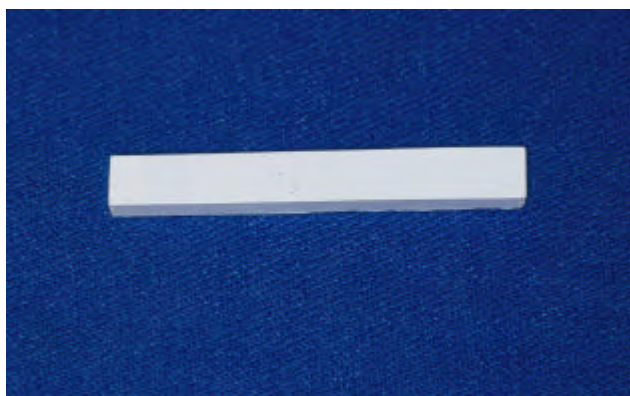


FIGURA 13 – Amostra de cerâmica In-Ceram Alumina sinterizada.

4.2 Cortes dos corpos-de-prova

Os cortes dos corpos-de-prova foram realizados em dispositivo adaptado de um torno mecânico pertencente ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos.

Apoiado sobre uma base metálica fixa uma plataforma metálica movimenta-se no plano horizontal em sentido ortogonal X-Y. Esta plataforma pode ser regulada em relação ao eixo central da base em sentido horário ou anti-horário em até 60°. Sobre esta plataforma podem ser adaptados dispositivos para fixação de peças de mão odontológicos de alta ou baixa rotação. Unida à base metálica fixa, uma haste vertical suporta um mandril mecânico que, por meio de um sistema de garras, prende os dispositivos metálicos nos quais são fixados os corpos-de-prova.

Os corpos-de-prova foram identificados e numerados em suas extremidades, delimitando-se as regiões de corte com lapiseiras com pontas de cera vermelha de 0,7mm (Pentel - Japão) com auxílio de régua plástica milimetrada. Estas marcações facilitam o direcionamento do corte e a identificação dos segmentos da amostra para união.

As amostras cerâmicas foram fixadas aos dispositivos metálicos de suporte pela aplicação de um adesivo de éster de cianocrilato na forma gel (Super Bonder Gel/Loctite – Henkel Ltda. – Brasil) em sua menor porção (Figura 14).

Para a realização dos cortes foi utilizada uma peça reta adaptada a um micromotor (Kavo – Brasil), em ambiente seco, acoplado a um sistema convencional de pressurização odontológico (Gnatus - Brasil) ligado a compressor de ar (Figura 15).

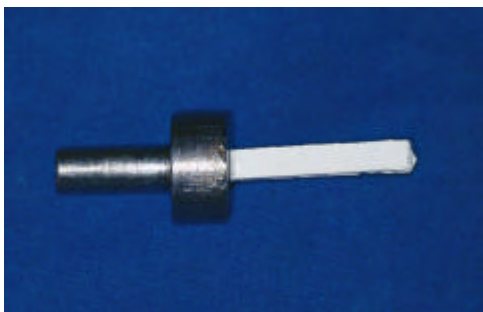


FIGURA 14 – Amostra fixada ao dispositivo metálico.

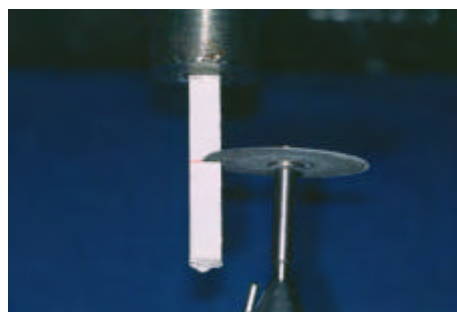


FIGURA 15 – corte da amostra com disco diamantado.

No subgrupo 1 foram realizados cortes com discos diamantados (Meissinger - Alemanha), perpendicularmente ao longo eixo da barra, formando um ângulo de 90° e separando de forma congruente as partes (Figura 16 – A).

No subgrupo 2 foram realizados cortes inclinados na porção central em ângulo de aproximadamente 45° em relação ao lado mais estreito de 3,0mm (Figura 16 – B).

No subgrupo 3 foram realizados inicialmente um corte reto e um desgaste nas margens seccionadas, promovendo uma redução com uma ponta montada diamantada PM56 (KG Sorensen – Brasil) em baixa rotação em ambiente seco, de aproximadamente 1,0mm de profundidade e 2,0mm de comprimento em toda a margem do corpo-de-prova (Figura 16 – C).

No subgrupo 4 foram realizados cortes inclinados de 45° a 20,0mm de uma das extremidades, para que a área de união ficasse próxima à região de apoio do dispositivo de flexão, mas dentro da área entre os suportes (Figura 16 – D).

Pequenas irregularidades superficiais foram eliminadas com o uso de lixa de papel 400.

Quadro 4 - Distribuição dos grupos e subgrupos conforme o tipo de material cerâmico e o tipo de corte realizado.

Subgrupo Grupo	Controle (C)	Reto Central (1)	Diagonal Central (2)	Total Central (3)	Diagonal Apoio (4)	Total de amostras
In-Ceram Alumina(GA)	Subgrupo (GAc) 20	Subgrupo (GA1) 20	Subgrupo (GA2) 20	Subgrupo (GA3) 20	Subgrupo (GA4) 20	100
In-Ceram Zircônia(GZ)	Subgrupo (GZc) 20	Subgrupo (GZ1) 20	Subgrupo (GZ2) 20	Subgrupo (GZ3) 20	Subgrupo (GZ4) 20	100
Total de amostras	40	40	40	40	40	200

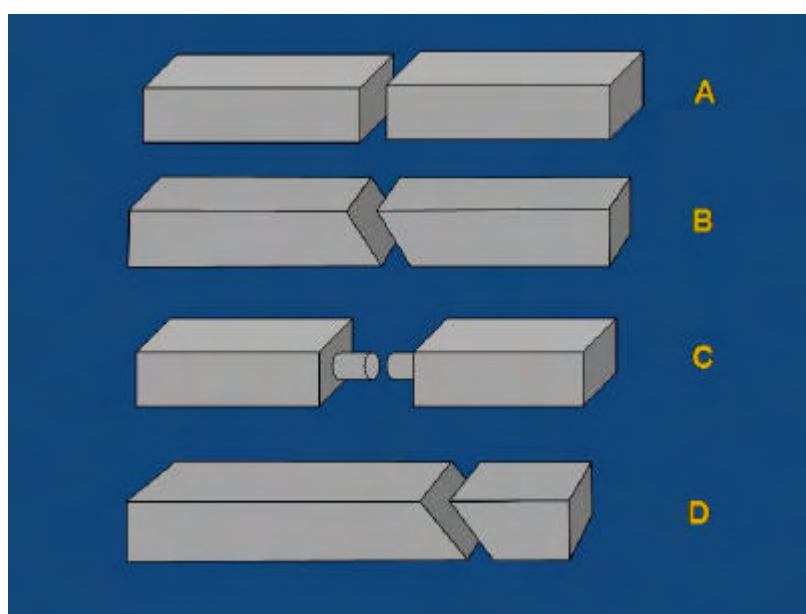


FIGURA 16 - Desenho esquemático com os diferentes tipos de corte realizados nas estruturas cerâmicas: a) Corte reto central; b) Corte diagonal 45° na região central; c) Corte na região central com recobrimento total; d) Corte diagonal 45° na região do apoio.

Para obter-se uma fixação e alinhamento dos segmentos das estruturas cerâmicas para união, foi desenvolvido um dispositivo no qual as barras ficavam presas lateralmente por meio de hastes metálicas com a pressão de fixação controlada manualmente por parafusos laterais; esta haste lateral permite uma ligeira movimentação para melhor controle da posição de fixação em eventuais diferenças dimensionais entre os corpos-de-prova (Figura 17).

O dispositivo possibilita a aproximação e o afastamento dos segmentos das barras cerâmicas, mantendo o seu alinhamento; o controle de deslocamento é realizado por um relógio indicador digital Absolute ID-S 1012 (Mitutoyo – Japão), acoplado ao dispositivo de fixação (Figura 18).



FIGURA 17 – Dispositivo de fixação de barras.



FIGURA 18 – Relógio digital acoplado ao dispositivo de fixação.

Para a união das barras de In-Ceram, os segmentos identificados foram posicionados e fixados pelas hastes metálicas laterais, aproximando-se as amostras até haver contato entre as superfícies dos segmentos cerâmicos; nesta posição, o relógio digital é calibrado individualmente na marca zero absoluto. A partir deste posicionamento, as amostras foram afastadas a uma distância de 0,85mm (Figura 19), para permitir a colocação do material de união entre os segmentos e diminuir o risco de formação de lacunas ou bolhas entre as superfícies a serem

unidas. Neste momento as barras foram umedecidas com água destilada por meio de um pincel fino nº 00.

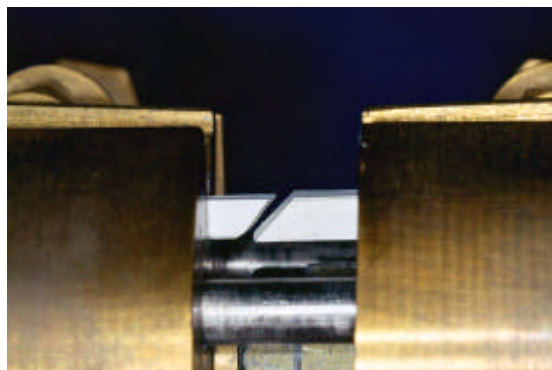


FIGURA 19 – Afastamento das amostras cerâmicas, para colocação do material de união.

Para a união dos segmentos, foi manipulada uma nova porção de barbotina do mesmo material cerâmico e aplicada com o pincel fino. Preenchido o espaço, imediatamente aproximavam-se os segmentos até a distância de 0,50mm, e promovia-se uma regularização superficial com o pincel.

Os corpos-de-prova unidos foram levados ao forno Incerammat III, realizando-se os ciclos de sinterização recomendados para cada material sobre a base de gesso utilizada anteriormente.

As superfícies dos corpos-de-prova foram uniformizadas com lixas de granulação 320 (3M do Brasil) e então medidas na região da união com um paquímetro digital (Mitutoyo - Japão), para controle. A seguir as amostras foram regularizadas com lixas de papel de granulação 400, 500 e 600 (3M do Brasil).

A infiltração das barras cerâmicas com vidro fundido proporciona alta resistência mecânica à estrutura. O In-Ceram Alumina e o In-Ceram Zircônia possuem pó de vidro de lantânio específicos para cada material. O pó de vidro de fina partícula é misturado com água destilada até a obtenção de uma consistência muito fina e fluida. Com o

auxílio de um pincel é aplicada uma camada de 1,0 a 2,0mm de espessura ao redor da estrutura cerâmica, devendo-se, no entanto, deixar totalmente livre a parede superior da amostra para permitir a saída de ar do interior da estrutura, à medida que ocorre a infiltração de vidro por capilaridade ao interior da estrutura porosa.

Os ciclos de infiltração de vidro foram realizados sobre uma lâmina de platina-ouro de 0,1mm de espessura, composta por 95% de platina e 5% de ouro (CNG – Brasil), com as dimensões de 60,0mm X 50,0mm (Figura 20).

O ciclo para a infiltração de vidro do In-Ceram Alumina é realizado a uma temperatura de 1.100°C durante 6 horas e para o In-Ceram Zircônia à temperatura de 1.140°C durante 2:30 horas (Quadro 5).

Quadro 5 – Ciclo de temperatura X Infiltrado de vidro

Material	Temperatura	Tempo de subida	Tempo de permanência
In-Ceram Alumina	200°C – 1.100°C	30 minutos	6 horas
In-Ceram Zircônia	200°C – 1.140°C	50 minutos	2:30 horas



FIGURA 20 – Aplicação de vidro na superfície inferior e lateral da amostra.



FIGURA 21 – Amostra infiltrada por vidro fundido

O excesso de vidro dos corpos-de-prova foi removido com uma roda montada diamantada de granulação grossa e com o auxílio de um jato de óxido de alumínio de 50 μ m com uma pressão de 3,0bar para o In-Ceram Alumina e com 120 μ m para o In-Ceram Zircônia mantendo a mesma pressão. O acabamento dos corpos-de-prova foi realizado manualmente com o auxílio de lixas de granulação 320, 400, 500 (3M do Brasil).

4.3 Ensaio de flexão

Os dados para avaliação foram obtidos pelo ensaio de flexão de três pontos, utilizando uma máquina de ensaios universal DL-2000 (EMIC – Brasil), da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (Unesp), conectada a um microcomputador com sistema operacional *Windows 95* e programa *Tesc* versão 1.10, destinado à automação de ensaios, que opera em conjunto com a máquina de ensaios (Figura 22).

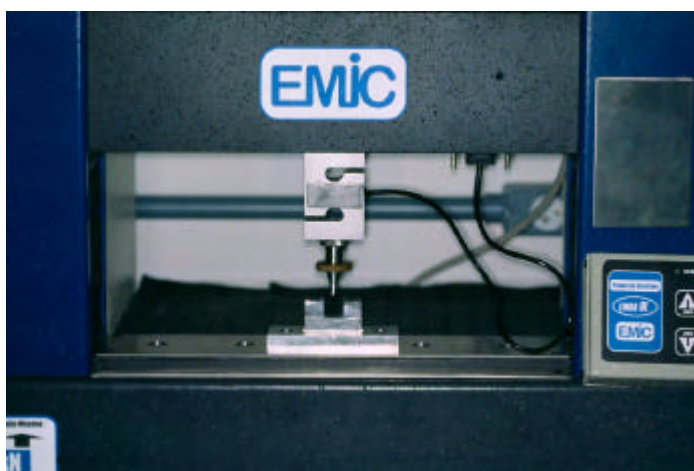


FIGURA 22 – Máquina de ensaios universal EMIC, com dispositivo de flexão.

Todas as amostras foram previamente identificadas e numeradas ao ensaio nas extremidades para facilitar a avaliação da morfologia do sítio de fratura e dos resultados de resistência à flexão obtidos.

As dimensões dos corpos-de-prova foram mensuradas previamente ao ensaio de flexão com paquímetro digital (Starret – Estados Unidos), inserindo-se as informações no programa de ensaios *Tesc*.

Para a realização do ensaio de flexão, os corpos-de-prova foram colocados sobre um suporte metálico, mantendo-se a distância de 20,0mm entre os apoios e a carga aplicada por meio de uma haste metálica no ponto central entre os suportes, a uma velocidade de 0,5mm/min (Figura 23).

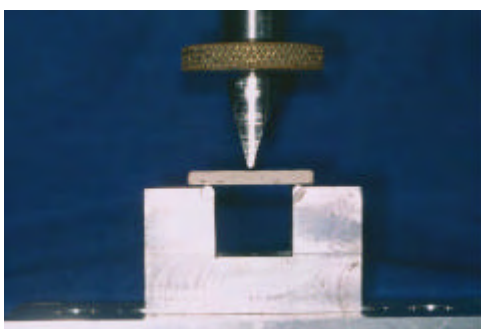


FIGURA 23 – Ensaio de flexão de três pontos.



FIGURA 24 – Amostras fraturadas e identificadas.

Após a ruptura dos corpos-de-prova cerâmicos, os dados colhidos foram processados pelo programa *Tesc* e fornecido um relatório com dados de Resistência (kgf), Alongamento (%), Tensão (MPa) e Módulo de Elasticidade (MPa).

Os valores de resistência à flexão foram submetidos à análise estatística e os sítios de fratura das amostras foram analisados sob microscopia eletrônica de varredura.

5 RESULTADOS

Para a realização da análise estatística com finalidade de verificar diferenças significativas entre as forças máximas de tensão (em MPa) aplicadas às barras de dois materiais cerâmicos, com diferentes tipos de cortes, e, objetivando uma melhor interpretação dos resultados obtidos, foram analisadas, inicialmente, as interações: Material cerâmico X Tipos de corte, e posteriormente as interações: Materiais cerâmicos X Tipo de corte.

Foi utilizada a análise de variância *one-way*, adotando um nível de significância de 5%. Foi aplicado o teste de *Tukey* a 5%, para verificar quais médias diferenciavam-se significativamente entre si. Das vinte amostras de cada grupo, foram descartadas as duas amostras de menor valor de tensão.

Na Tabelas 1 a 4 e na Figura 25 estão apresentados os valores das médias de tensão e dos respectivos desvios padrões correspondentes às condições experimentais. Os valores obtidos nos ensaios foram calculados, a estatística descritiva e a ANOVA dos dados para as diferentes interações são apresentadas no apêndice A.

5.1 Fator interação: material cerâmico X tipos de corte

A análise de variância (Tabelas 25 e 27 - Apêndice A) possibilitou a rejeição de hipótese de igualdade entre os valores médios de resistência à flexão para os materiais cerâmicos (ICA e ICZ) em relação aos diferentes tipos de cortes.

Tabela 1 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para o material In-Ceram Alumina (Grupo A)

<i>Subgrupos</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio padrão</i>
(GAc) Controle	425,60	73,81
(GA1) Reto Central	171,45	46,18
(GA2) Diagonal Central	303,80	64,47
(GA3) Total Central	294,81	51,19
(GA4) Diagonal Apoio	327,50	77,23

Tabela 2 – Resultado do teste de Tukey (5%) para o material In-Ceram Alumina (Grupo A)

<i>Tipo de corte</i>	<i>Média</i>	<i>Grupos homogêneos*</i>
(GAc) Controle	425,60	A
(GA4) Diagonal Apoio	327,50	B
(GA2) Diagonal Central	303,80	B
(GA3) Total Central	294,81	B
(GA1) Reto Central	171,45	C

*Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente

O teste de Tukey (HSD), com nível de rejeição de 5%, demonstrou não haver diferença significativa entre os valores médios de resistência à flexão entre os subgrupos GA2, GA3 e GA4.

Tabela 3 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para o material In-Ceram Zircônia (Grupo Z)

<i>Subgrupos</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio padrão</i>
(GZc) Controle	469,11	66,62
(GZ1) Reto Central	249,17	68,38
(GZ2) Diagonal Central	336,35	65,27
(GZ3) Total Central	288,02	79,20
(GZ4) Diagonal Apoio	416,39	54,64

Tabela 4 – Resultado do teste de Tukey (5%), para o material In-Ceram Zircônia (Grupo Z)

<i>Tipo de corte</i>	<i>Média</i>	<i>Grupos homogêneos*</i>
(GZc) Controle	469,11	A
(GZ4) Diagonal Apoio	416,39	A
(GZ2) Diagonal Central	336,35	B
(GZ3) Total Central	288,02	B C
(GZ1) Reto Central	249,17	C

*Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente

O teste de Tukey (HSD), com nível de rejeição de 5%, demonstrou não haver diferença significativa entre os valores médios de resistência à flexão entre os subgrupos GZc (controle) e GZ4. Não houve também diferença significativa entre os subgrupos GZ2 e GZ3, e entre os subgrupos GZ3 e GZ1.

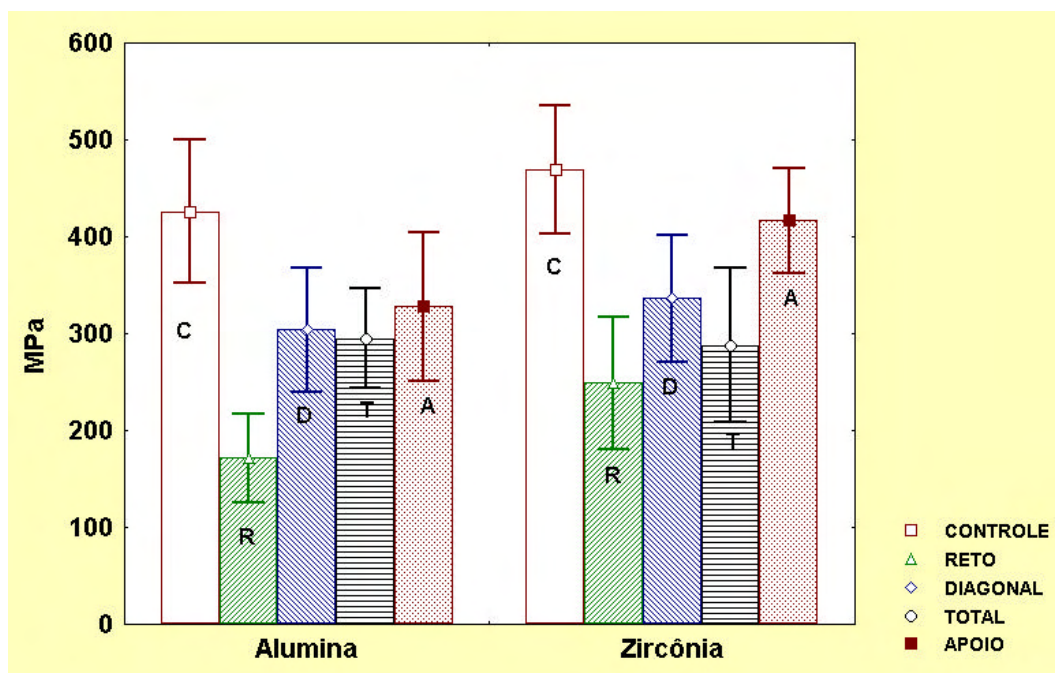


FIGURA 25 - Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) segundo a condição experimental: Material cerâmico x Tipos de corte. As barras verticais referem-se ao valor de um desvio padrão acima e abaixo da média, para cada condição experimental testada.

5.2 Fator interação: materiais cerâmicos X tipo de corte

5.2.1 Cortes na região central reto e diagonal 45°

A análise de variância (Tabela 30 - Apêndice A) possibilitou a rejeição de hipótese de igualdade entre os valores médios de resistência à flexão para os materiais cerâmicos (ICA e ICZ) em relação ao corte na região central (em ângulo reto e diagonal 45°).

Tabela 5 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In-Ceram Alumina (Grupo A) e In-Ceram Zircônia (Grupo Z)

<i>Subgrupos</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio padrão</i>
(GAc) Controle	425,60	73,81
(GA1) Reto Central	171,45	46,18
(GA2) Diagonal Central	303,80	64,47
(GZc) Controle	469,11	66,62
(GZ1) Reto Central	249,17	68,38
(GZ2) Diagonal Central	336,35	65,27

Tabela 6 – Resultado do teste de Tukey (5%), comparando os dados de corte

<i>Tipo de corte</i>	<i>Média</i>	<i>Grupos homogêneos*</i>
Controle	447,36	A
Diagonal Central	320,07	B
Reto Central	210,31	C

*Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente

O teste de Tukey (HSD), com nível de rejeição de 5%, demonstrou haver diferença significativa entre os valores médios de resistência à flexão entre os grupos controle, de corte central diagonal de 45° e de corte central reto.

Tabela 7 – Resultado do teste de Tukey (5%), comparando os materiais cerâmicos

<i>Materiais</i>	<i>Média</i>	<i>Grupos homogêneos*</i>
In-Ceram Zircônia	351,55	A
In-Ceram Alumina	300,28	B

*Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente

O teste de Tukey (HSD), com nível de rejeição de 5%, demonstrou haver diferença significativa entre os valores médios de resistência à flexão entre os materiais In-Ceram Zircônia e In-Ceram Alumina, na interação materiais cerâmicos e corte na porção central avaliada.

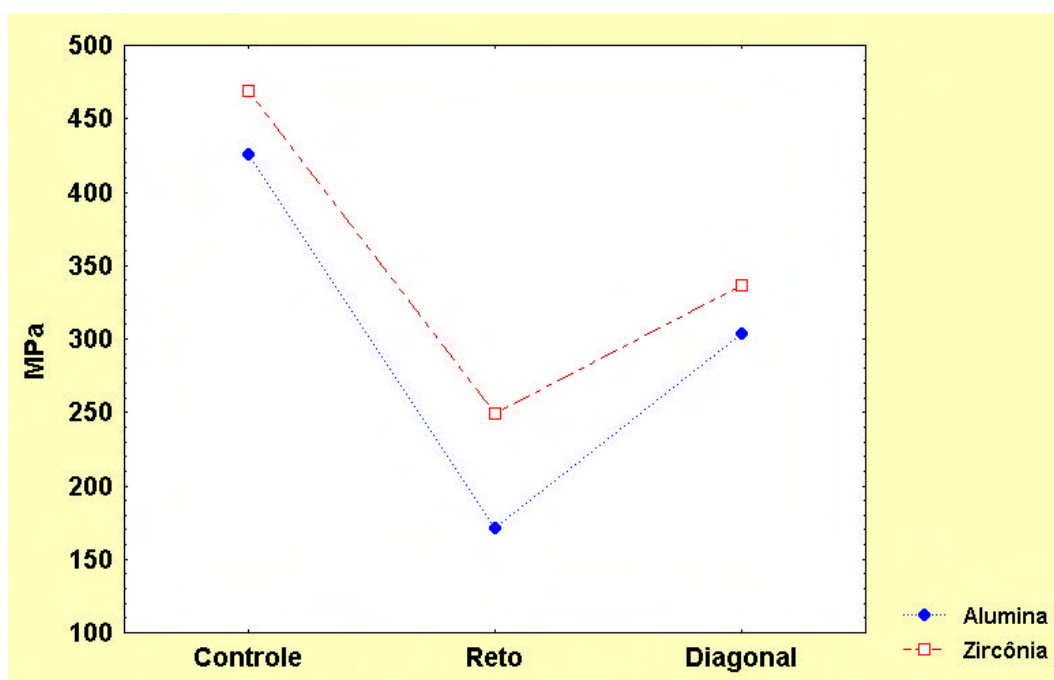


FIGURA 26. Gráfico das médias dos dados de ruptura (MPa) referente ao fator interação Material x Corte.

O gráfico indica que apesar dos materiais cerâmicos serem diferentes os seus comportamentos foram semelhantes e proporcionais em relação aos diferentes tipos de cortes analisados na região central.

5.2.2 Cortes na região central com recobrimento total

A ANOVA *one-way* (Tabela 32 - Apêndice A) possibilitou a rejeição de hipótese de igualdade entre os valores médios de resistência à flexão para os materiais cerâmicos (ICA e ICZ) em relação ao corte na região central com recobrimento total.

Tabela 8 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In-Ceram Alumina (Grupo A) e In-Ceram Zircônia (Grupo Z)

<i>Subgrupos</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio padrão</i>
(GAc) Controle	425,60	73,81
(GA3) Total Central	294,81	51,19
(GZc) Controle	469,11	66,62
(GZ3) Total Central	288,02	79,20

Tabela 9 – Resultado do teste de Tukey (5%), comparando os dados de corte

<i>Tipo de corte</i>	<i>Média</i>	<i>Grupos homogêneos*</i>
(GZc) Controle	469,11	A
(GAc) Controle	425,60	A
(GA3) Total Central	294,81	B
(GZ3) Total Central	288,02	B

*Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente

O teste de Tukey (HSD), com nível de rejeição de 5%, demonstrou não haver diferença significativa entre os valores médios de resistência à flexão entre os subgrupos GZc (controle) e GAc (controle). Não houve também diferença significativa entre os subgrupos GA3 e GZ3.

5.2.3 Cortes diagonais na região do apoio

A ANOVA *one-way* (Tabela 33 - Apêndice A) possibilitou a rejeição de hipótese de igualdade entre os valores médios de resistência à flexão para os materiais cerâmicos (ICA e ICZ) em relação ao corte na região do apoio.

Tabela 10 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referente aos subgrupos avaliados para os material In-Ceram Alumina (Grupo A) e In-Ceram Zircônia (Grupo Z)

<i>Subgrupos</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio padrão</i>
(GAc) Controle	425,60	73,81
(GA4) Diagonal Apoio	327,50	77,23
(GZc) Controle	469,11	66,62
(GZ4) Diagonal Apoio	416,39	54,64

Tabela 11 – Resultado do teste de Tukey (5%), comparando os dados de corte

<i>Tipo de corte</i>	<i>Média</i>	<i>Grupos homogêneos*</i>
(GZc) Controle	469,11	A
(GAc) Controle	425,60	A
(GZ4) Diagonal Apoio	416,39	A
(GA4) Diagonal Apoio	327,50	B

*Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente

O teste de Tukey (HSD), com nível de rejeição de 5%, demonstrou não haver diferença significativa entre os valores médios de resistência à flexão entre os subgrupos GZc (controle), GAc (controle) e GZ4. O subgrupo GA4 diferiu estatisticamente dos demais subgrupos avaliados.

5.3 Análise morfológica das imagens dos sítios de fratura

A avaliação dos sítios de fratura foi realizada em um microscópio eletrônico de varredura (JEOL – JSM – T330A). As amostras foram selecionadas com o objetivo de melhor identificar a interface de fratura entre os segmentos cerâmicos unidos, e a do subgrupo controle. Duas amostras de cada subgrupo foram analisadas, com exceção do subgrupo com corte diagonal na região do apoio, que não apresentou ruptura na região de união.

A avaliação morfológica da região da fratura foi comparativa entre as amostras do grupo controle que não apresentavam área de união e entre amostras que apresentavam modificação da linha de fratura na interface de união cerâmica.

As amostras receberam a aplicação de um gel eletrocondutor e um banho de ouro sobre um disco metálico de identificação da posição das amostras. As imagens selecionadas foram registradas utilizando-se câmera fotográfica com filme Across 100 (Fuji – Japão).

O In-Ceram Alumina é composto por óxido de alumínio denominado corundum, existindo na natureza sob diferentes formas como a safira. Algumas formas de corundum apresentam uma dureza natural próxima ao do diamante. Este material pode ser obtido industrialmente através da bauxita em fornos elétricos de fundição em temperatura de 2.045°C. O In-Ceram Alumina utiliza o corundum incolor com tamanho médio de partícula de 3,0µm, realizando o processo de sinterização a 1.120°C, bem abaixo do ponto de fusão do corundum. Através de um

processo de difusão nas superfícies criam-se uniões através dos pontos de contato. Esta estrutura porosa obtida é infiltrada por vidro de lantânio fundido que apresenta um excelente escoamento e baixa viscosidade a uma temperatura de infiltração de 1.100° , possibilitando o preenchimento completo das porosidades livres entre as partículas de cristais de óxido de alumínio (VITA In-Ceram Alumina⁴⁴).

O In-Ceram Zircônia apresenta uma mistura de óxido de alumínio e óxido de zircônia. As partículas de óxido de alumínio (corundum) apresentam partículas de forma mais alongada e representam 67% da estrutura cristalina o restante é composto por óxido de zircônia tetragonal com tamanho de partículas menores e arredondadas. A fase vítrea representa 20-25% da estrutura total. O processo de sinterização promove a formação de uma estrutura mais densa, entretanto o processo de infiltração de vidro é muito eficiente mesmo com a presença de poros menores (VITA In-Ceram Alumina⁴⁵).

As Figuras 27 a 54 ilustram as superfícies dos corpos-de-prova na área de ruptura da estrutura cerâmica.

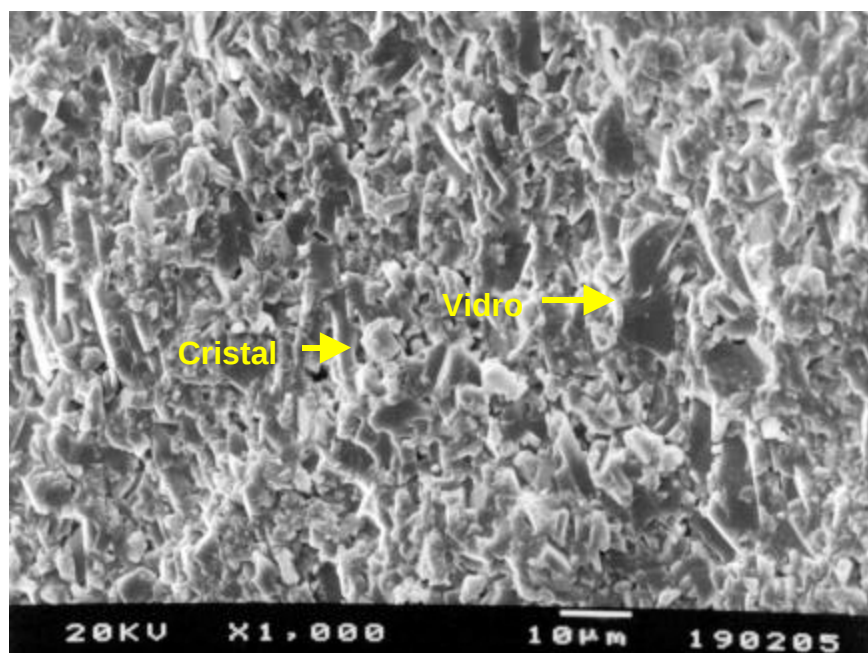


FIGURA 27 – A microestrutura do ICA mostra claramente a presença dos cristais (grãos) de alumina, embora possa ser observada a presença de fase vítrea envolvendo os cristais.
Subgrupo (GAc) Controle. 1.000X.

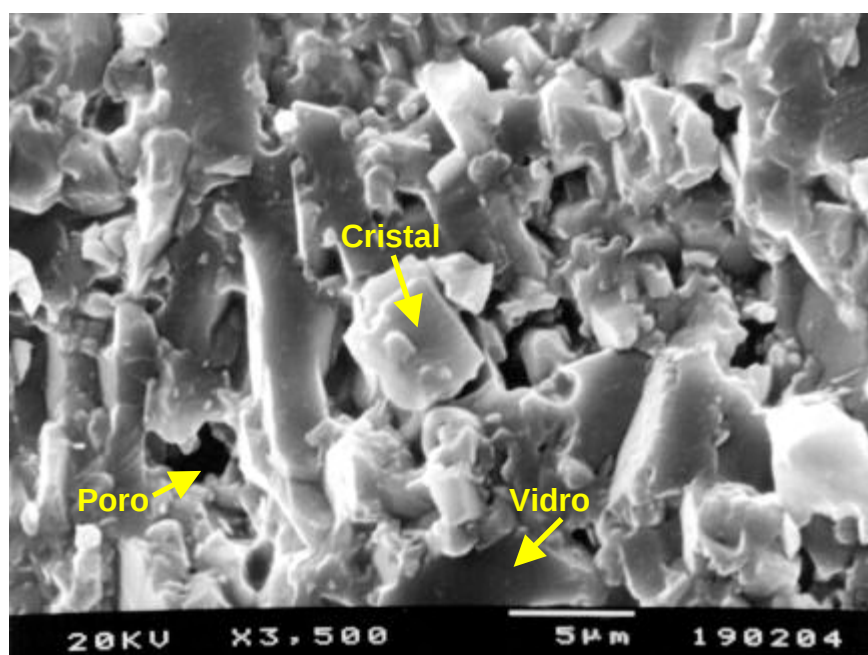


FIGURA 28 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina com presença de porosidades. Subgrupo (GAc) Controle. 3.500X.

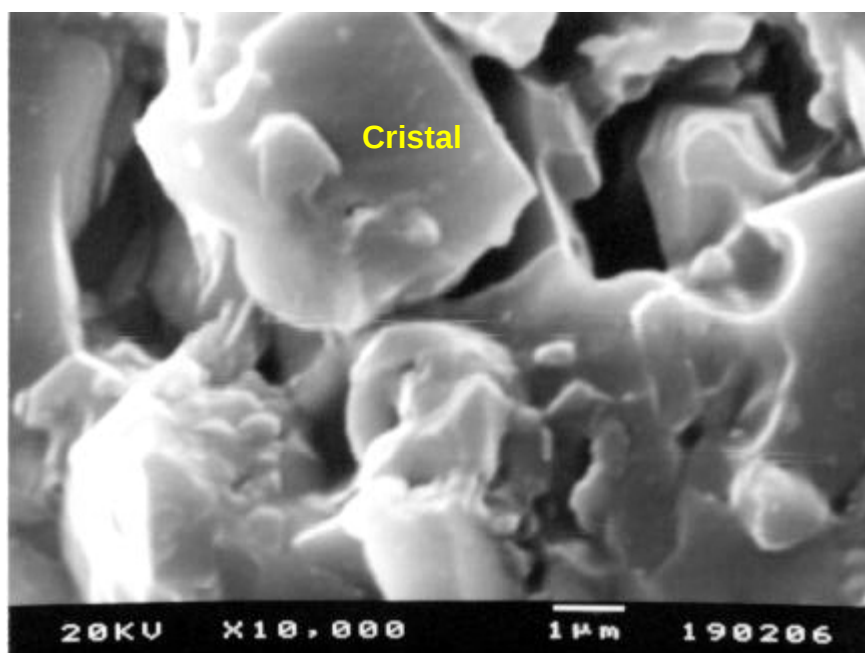


FIGURA 29 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina subgrupo (GAc) Controle. 10.000X.

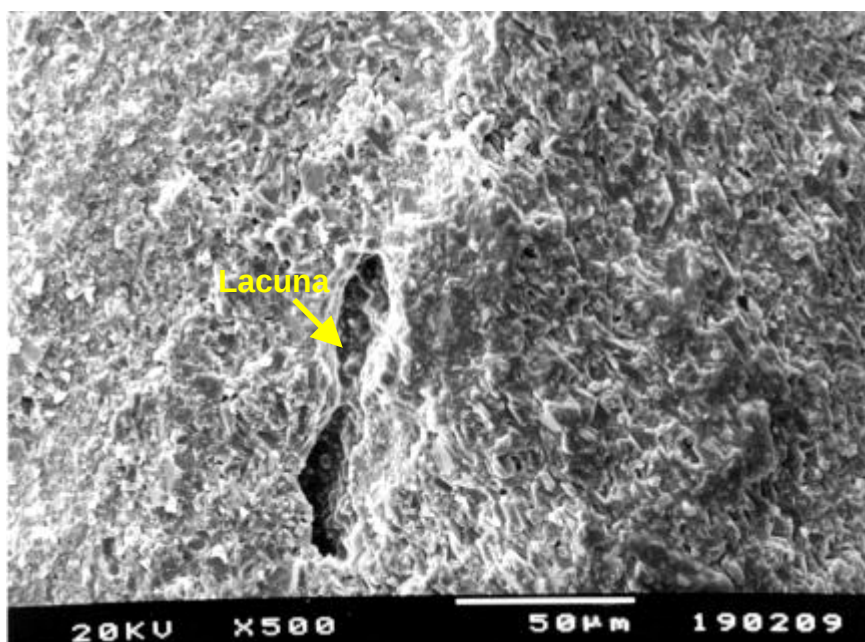


FIGURA 30 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina, subgrupo (GA2) Corte diagonal 45°. Observa-se lacuna na interface de união. 500X.

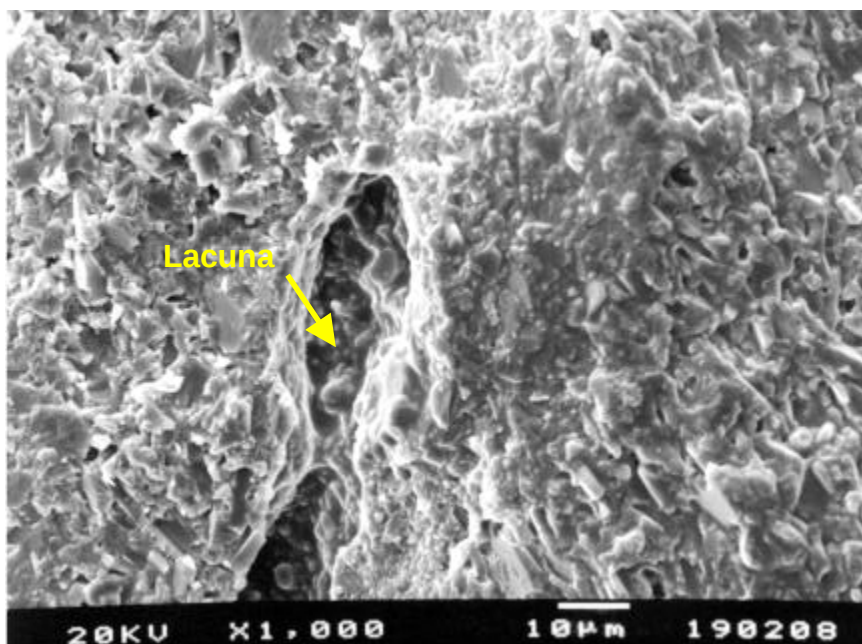


FIGURA 31 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina subgrupo GA2. Observa-se lacuna na interface de união. 1.000X.

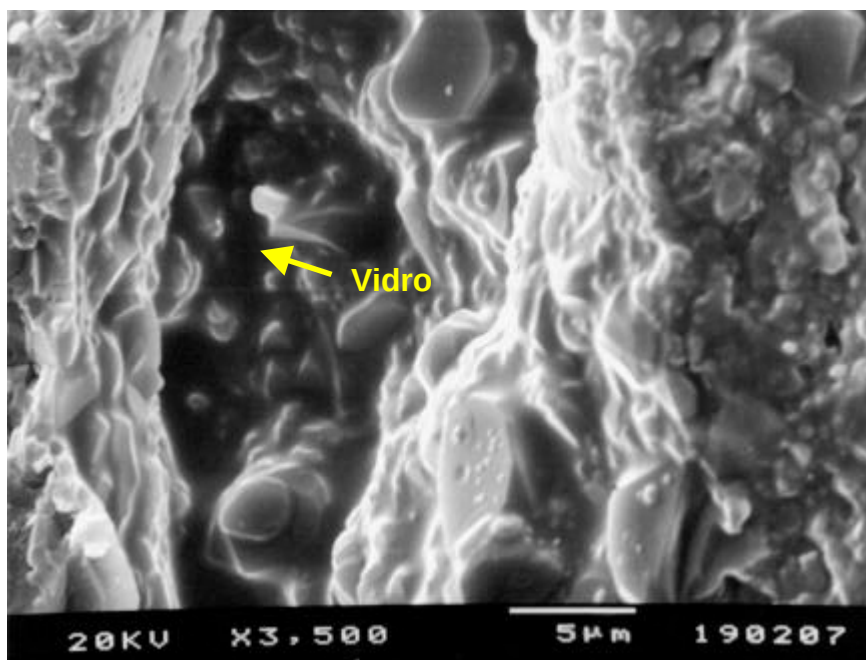


FIGURA 32 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina, subgrupo GA2. Vista do interior da lacuna, com presença de vidro na superfície. 3.500X.

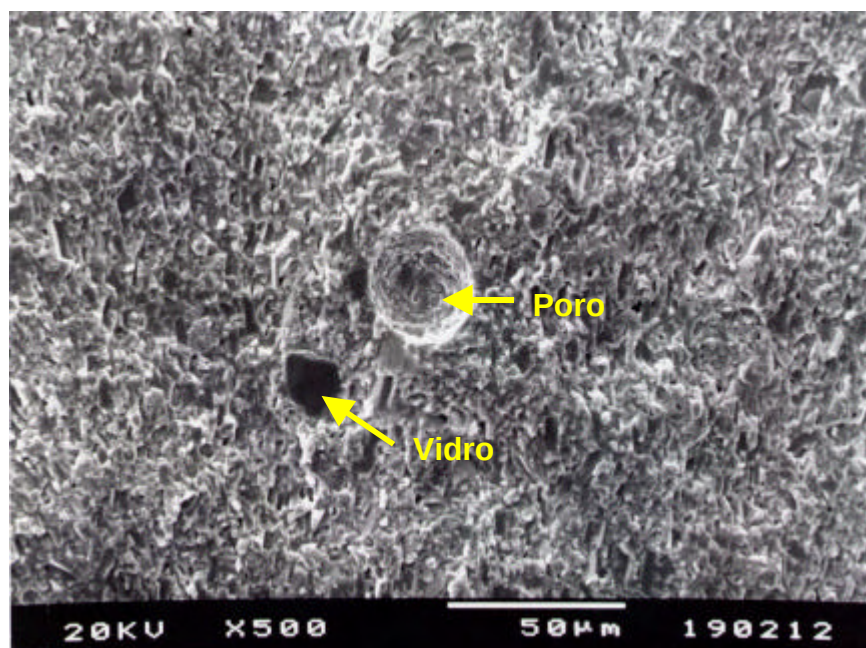


FIGURA 33 – Região de interface de união da amostra de In-Ceram Alumina, subgrupo (GA2) Corte diagonal 45°. Observa-se porosidade incorporada (bolhas) na interface. 500X.

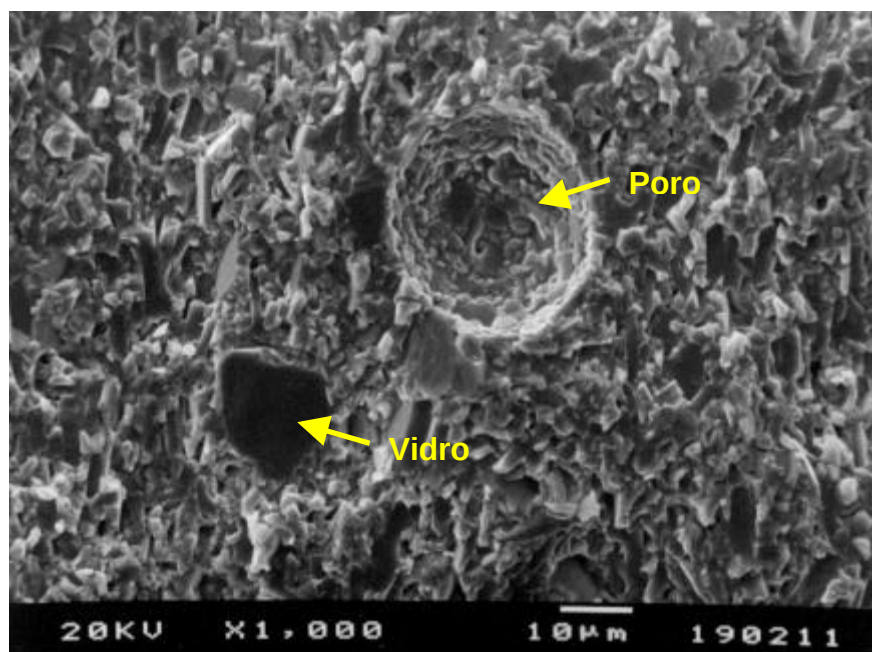


FIGURA 34 – O aspecto esférico demonstra o aprisionamento de ar (bolhas) durante a confecção da estrutura cerâmica. Ao lado, vidro fundido preenchendo totalmente uma lacuna. 1.000X.

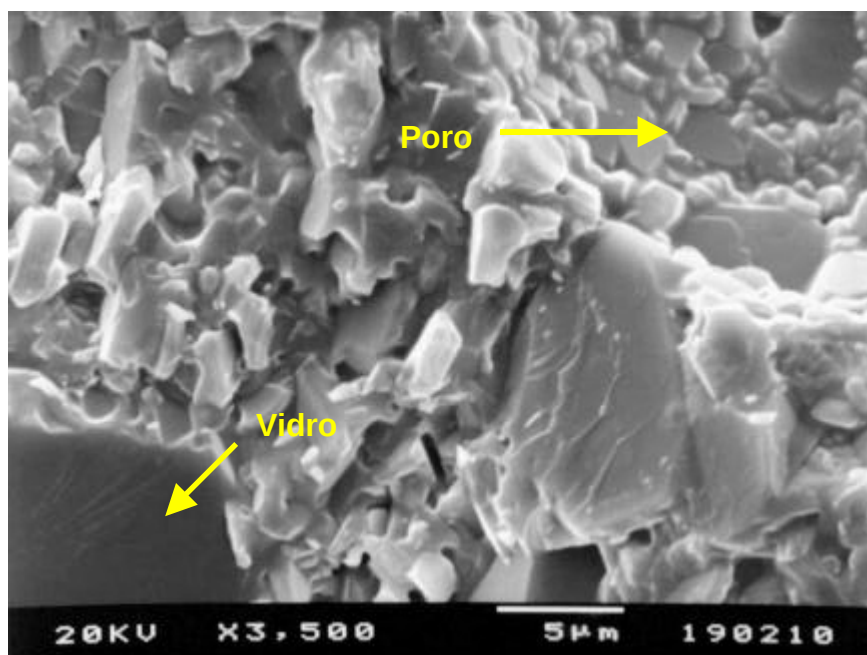


FIGURA 35 – O aspecto esférico e vista do interior da porosidade, sem vidro na superfície. Ao lado, vidro fundido preenchendo uma lacuna. 3.500X.

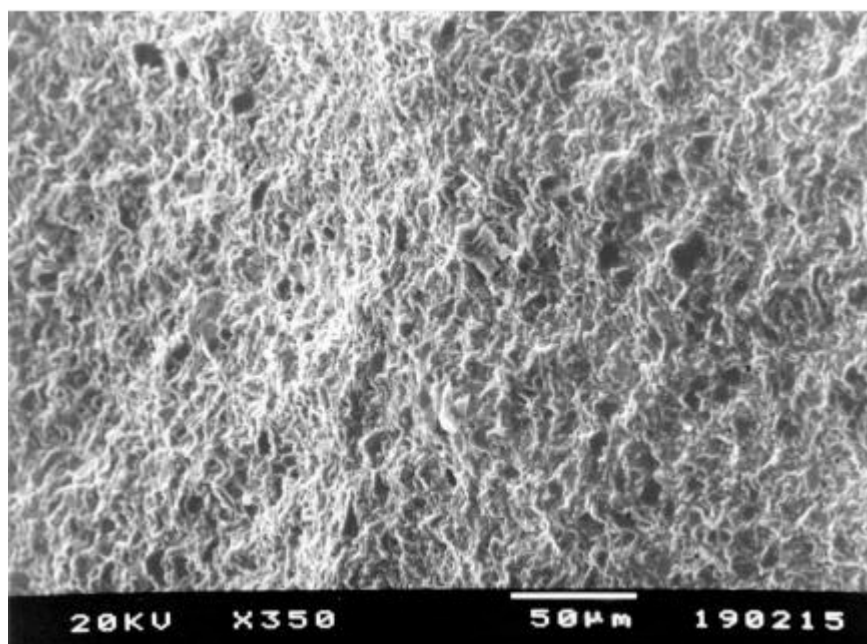


FIGURA 36 – Região de interface de união da amostra de In-Ceram Alumina, subgrupo (GA1) Corte reto central. Não são observadas modificações evidentes na superfície. 500X.

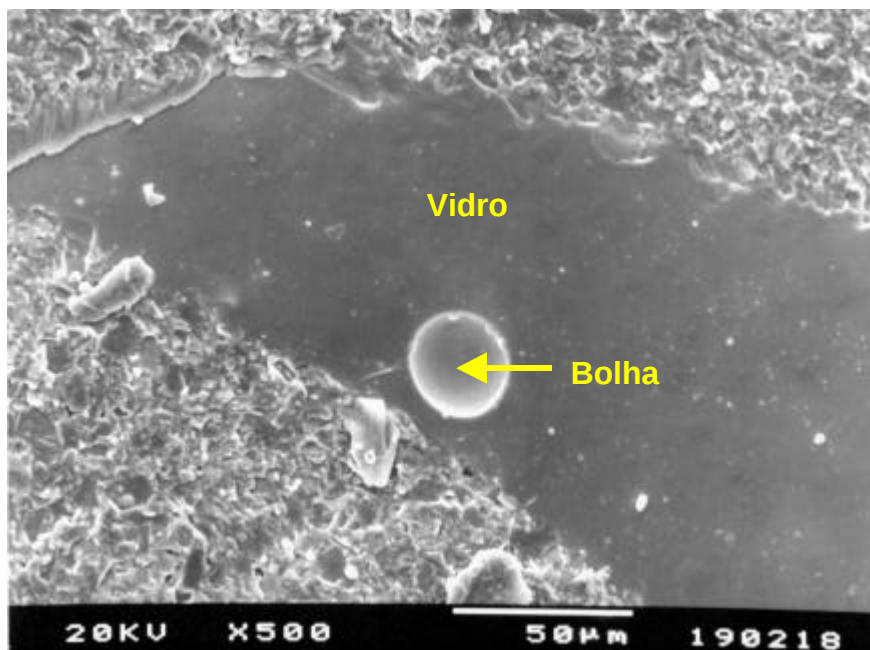


FIGURA 37 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina, Subgrupo (GA1) Corte reto central. Falha preenchida por vidro fundido. 500X.

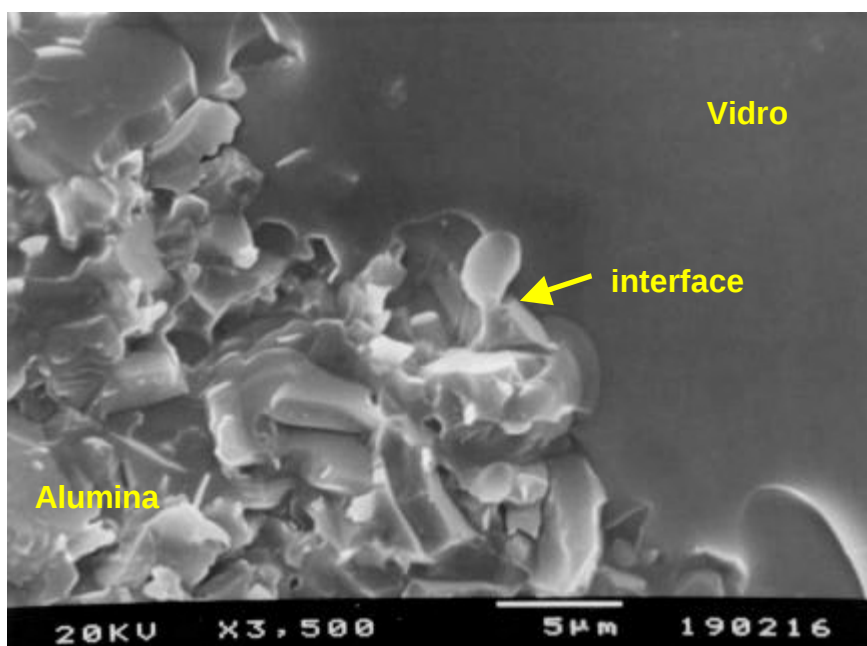


FIGURA 38– Amostra do subgrupo (GA1) Corte reto central. Observa-se uma interface alumina/vidro com grande interação entre as fases. 3.500X

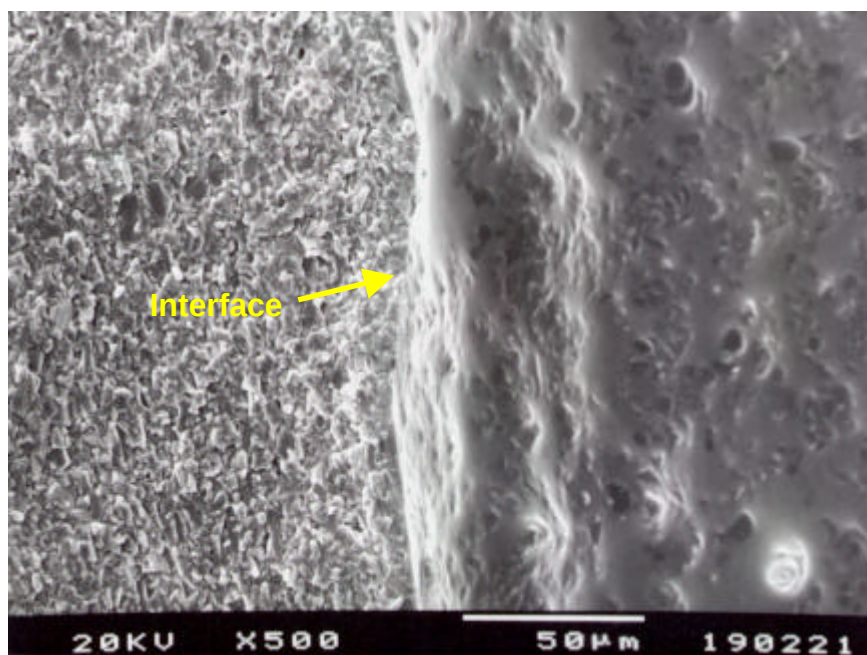


FIGURA 39 – Amostra do subgrupo (GA3) Corte com recobrimento total. Observa-se uma grande mudança na direção da aplicação e da disposição do material cerâmico. 500X.

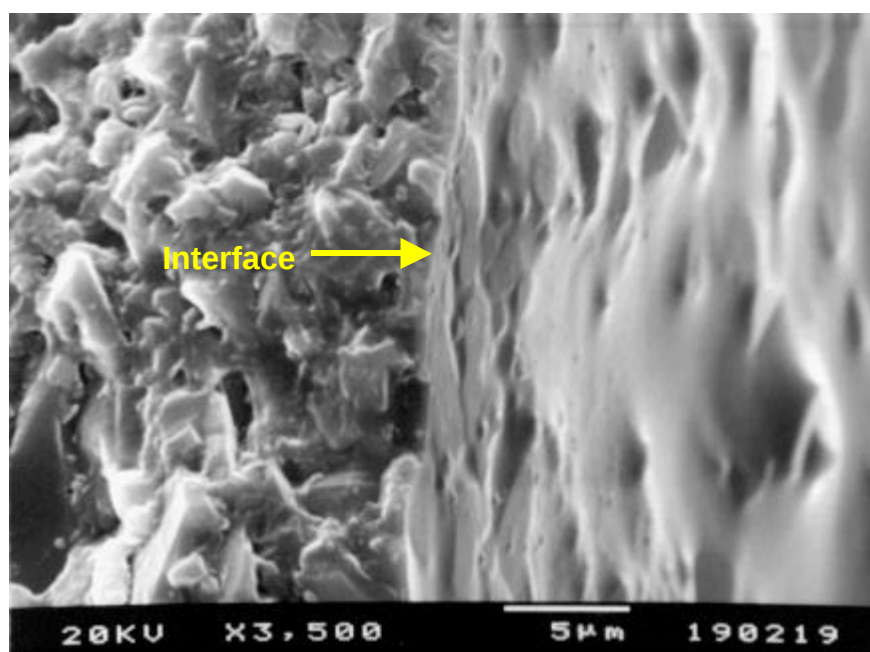


FIGURA 40 – Amostra do subgrupo (GA3) Corte com recobrimento total. Observa-se uma grande mudança na direção da aplicação e da disposição do material cerâmico. 3500X.

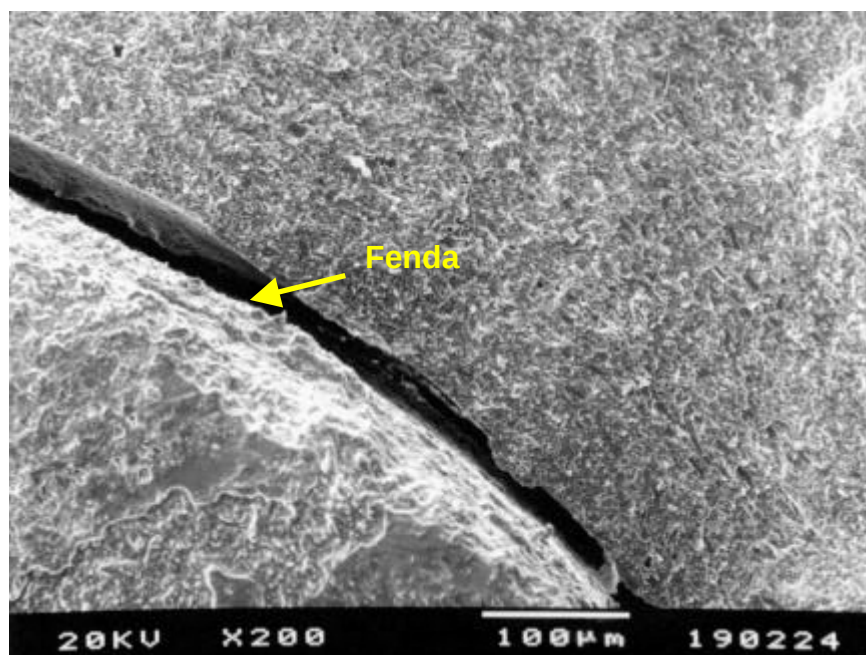


FIGURA 41 – Amostra do subgrupo (GA3) corte com recobrimento total. Observa-se uma grande fenda e diferença do aspecto morfológico da área de fratura. 200X.

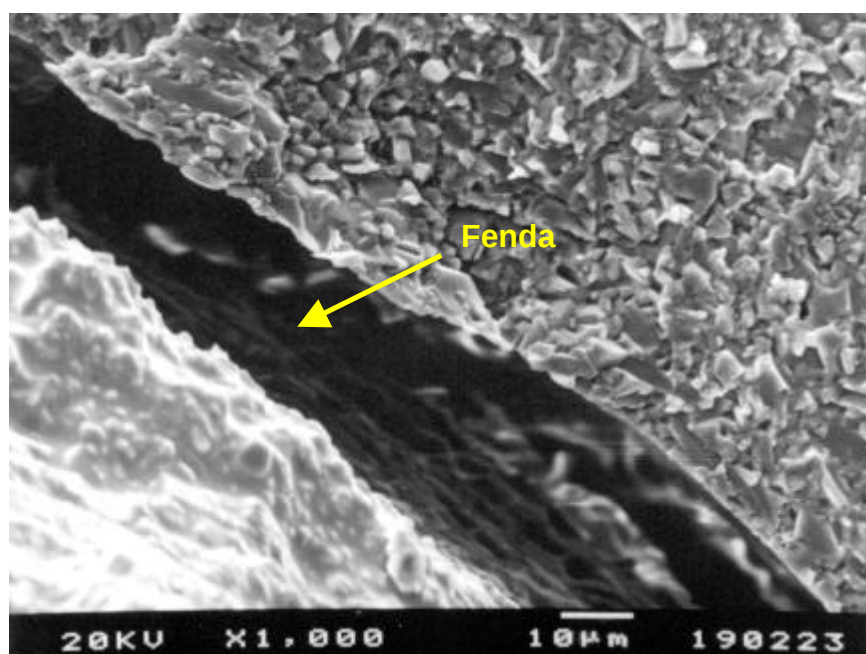


FIGURA 42 – Amostra do subgrupo GA3. Observa-se uma grande fenda entre o material de união e a superfície do corte. 1.000X.

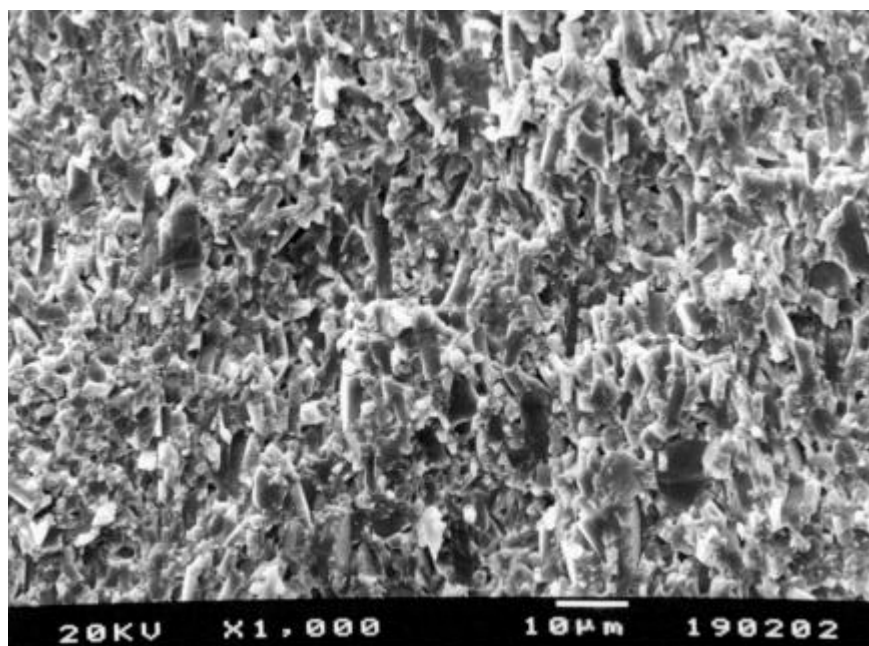


FIGURA 43 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina fraturado, subgrupo (GAc) Controle. 1.000X.

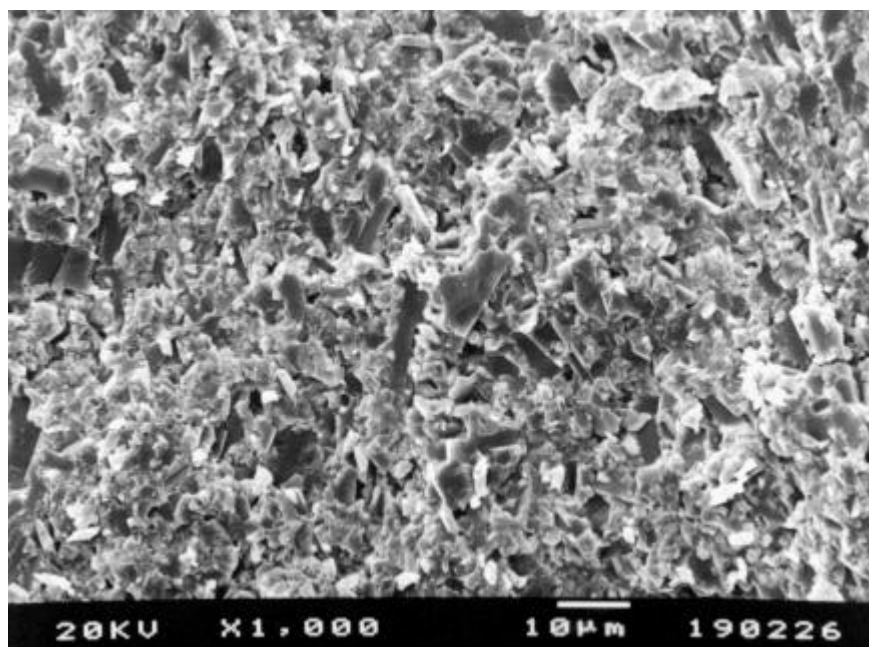


FIGURA 44 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia fraturado, subgrupo (GZc) Controle. 1.000X.

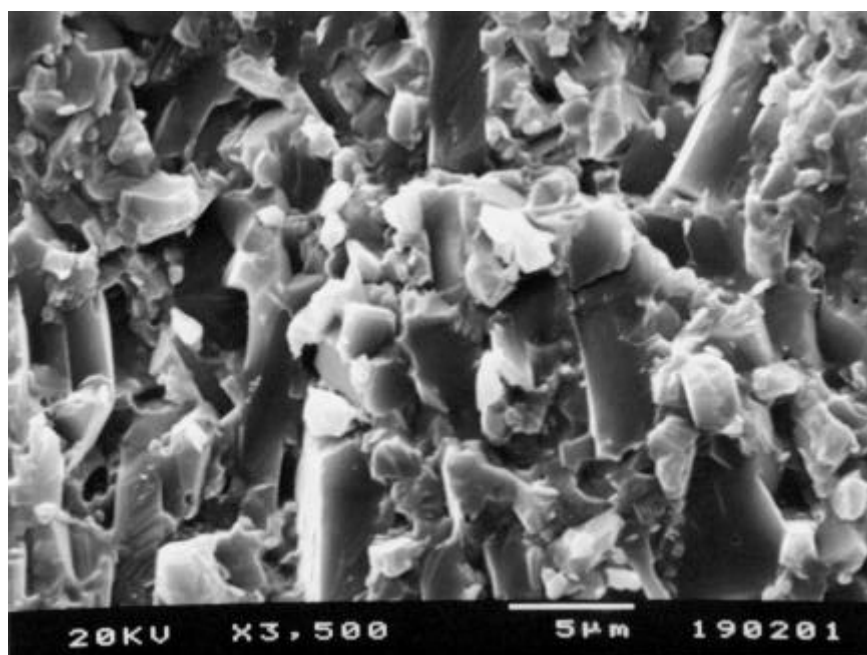


FIGURA 45 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina fraturado, subgrupo (GAc) Controle. 3.500X.

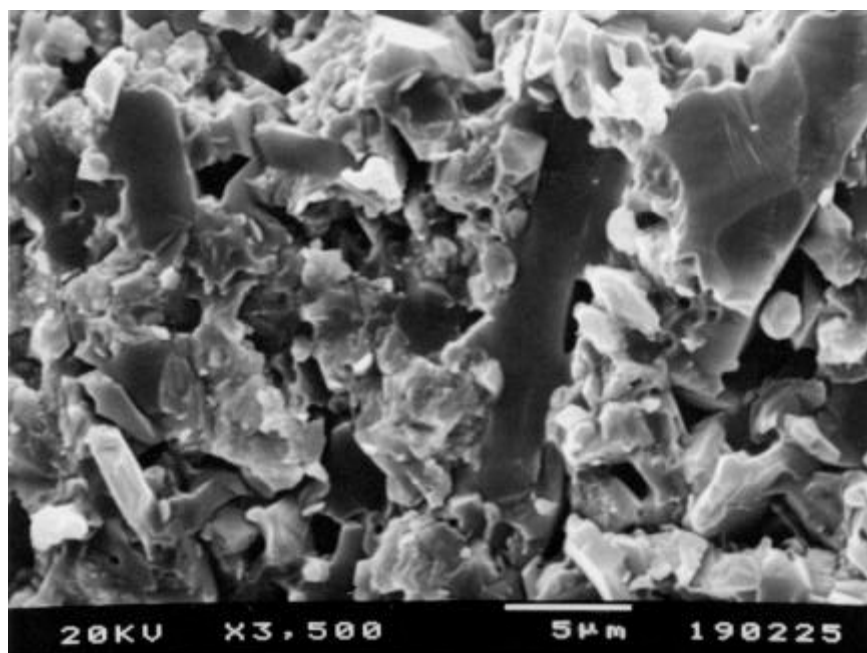


FIGURA 46 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia fraturado, subgrupo (GZc) Controle. 3.500X.

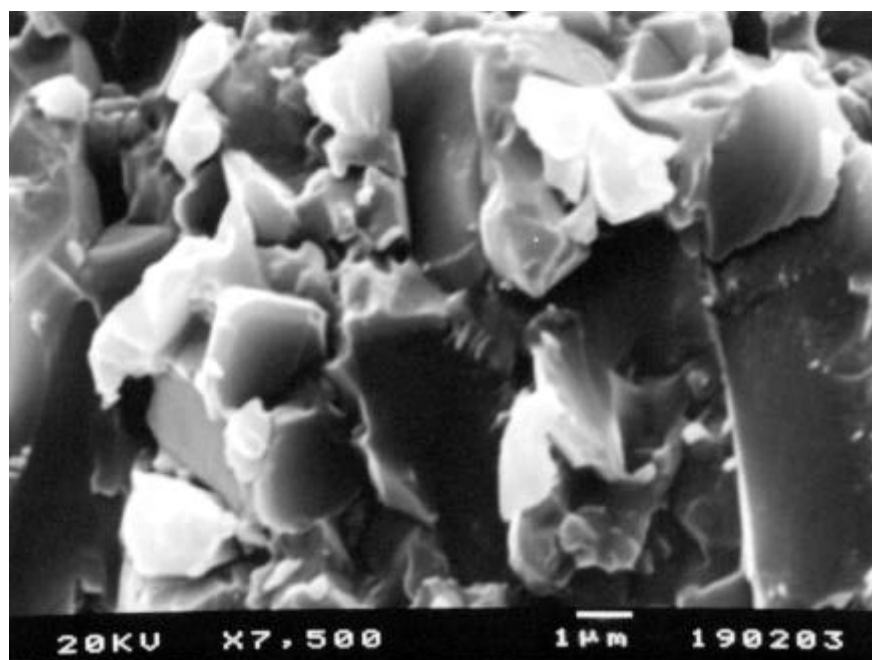


FIGURA 47 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Alumina fraturado, subgrupo (GAc) Controle. 7.500X.

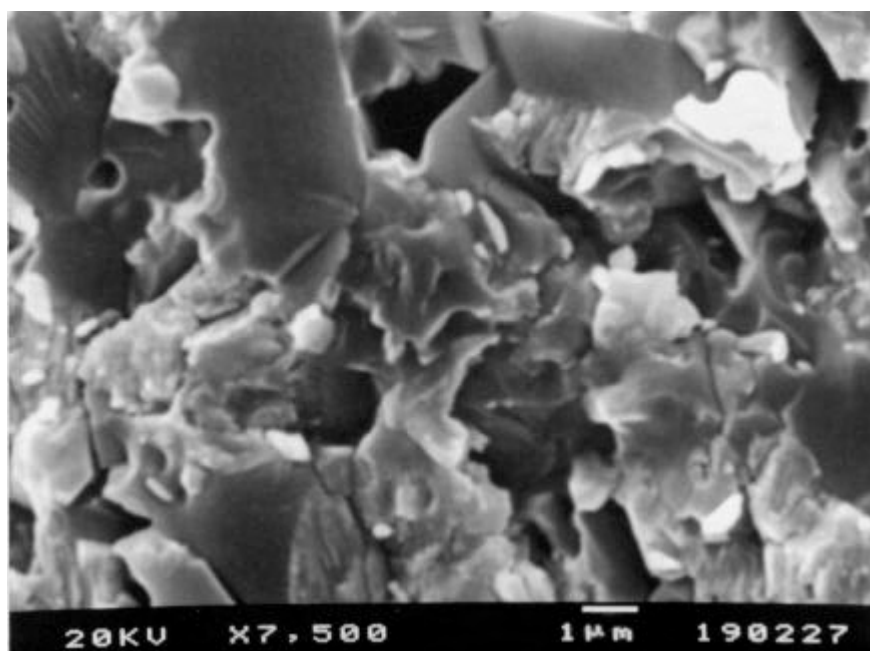


FIGURA 48 – Região central do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia fraturado, subgrupo (GZc) Controle. 7.500X.

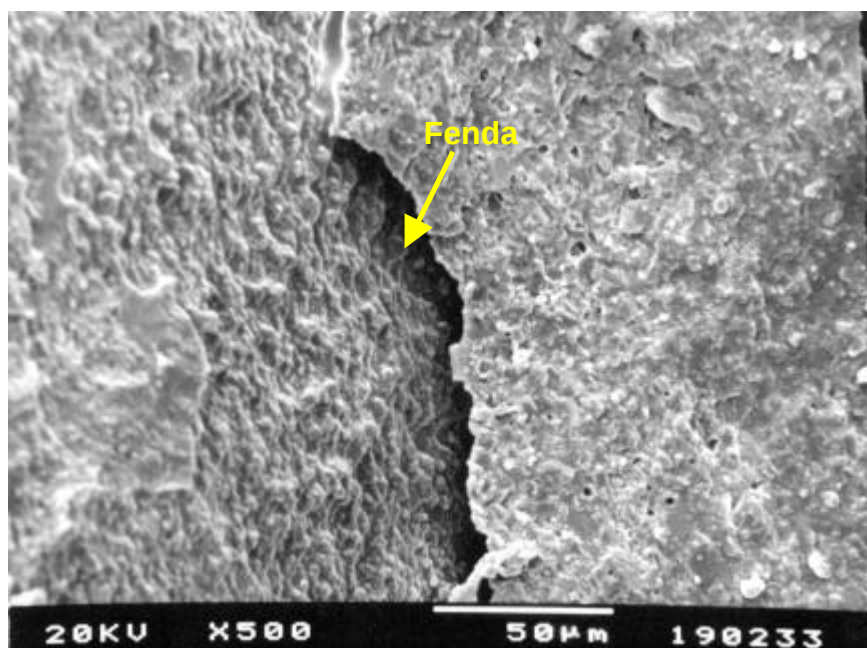


FIGURA 49 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo GZ2. Observa-se fenda na interface de união. 500X.

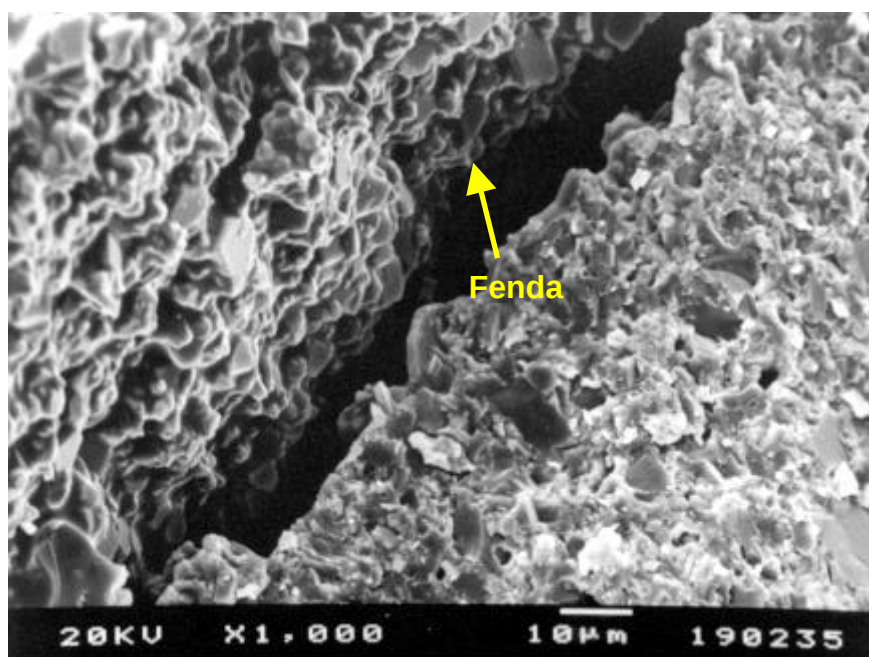


FIGURA 50 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo GZ2. Observa-se fenda na interface de união. 1.000X.

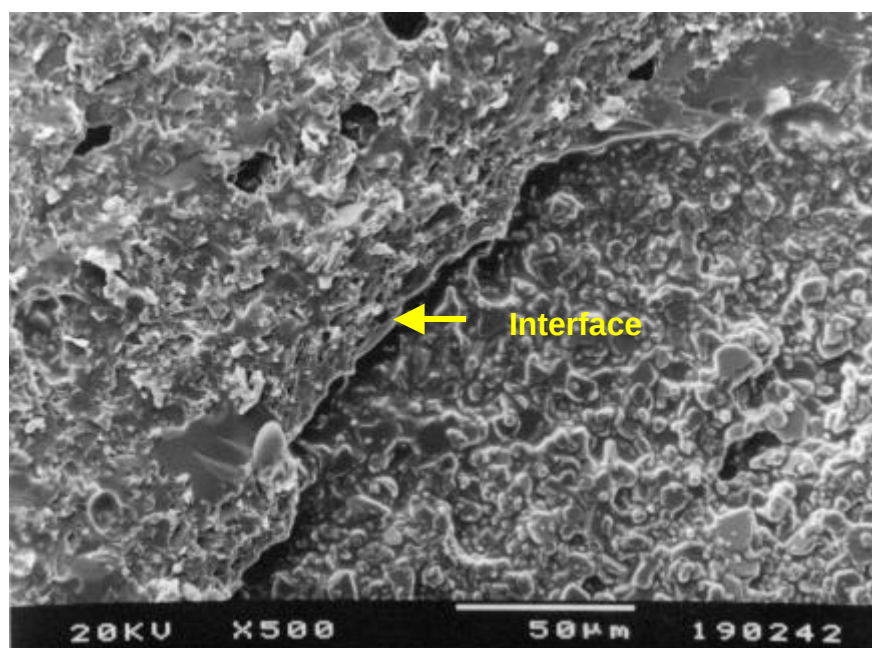


FIGURA 51 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo (GZ1), Corte central reto. Observa-se diferença morfológica na interface de união. 500X.

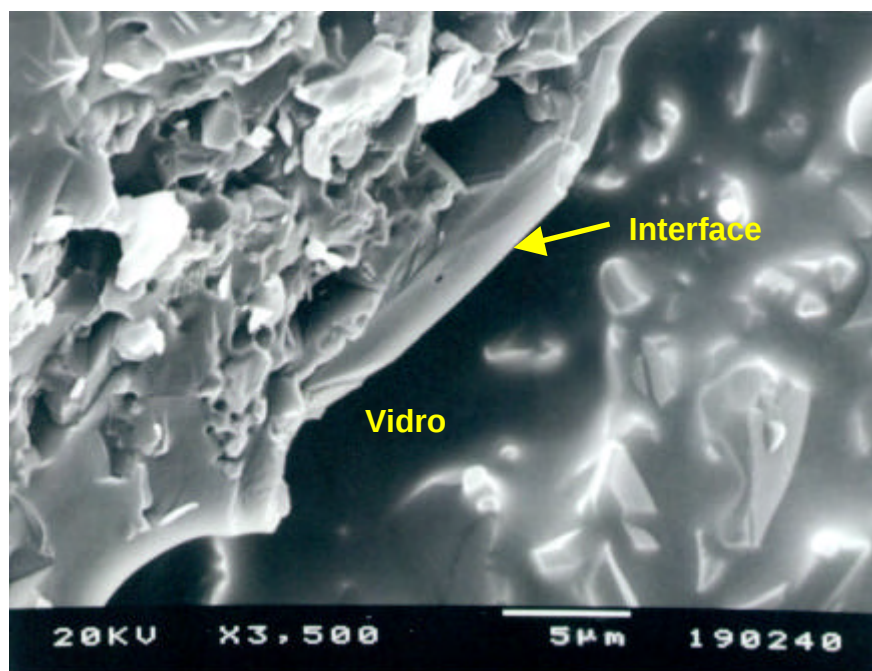


FIGURA 52 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo GZ1. Grande presença de vidro na interface. 3.500X.

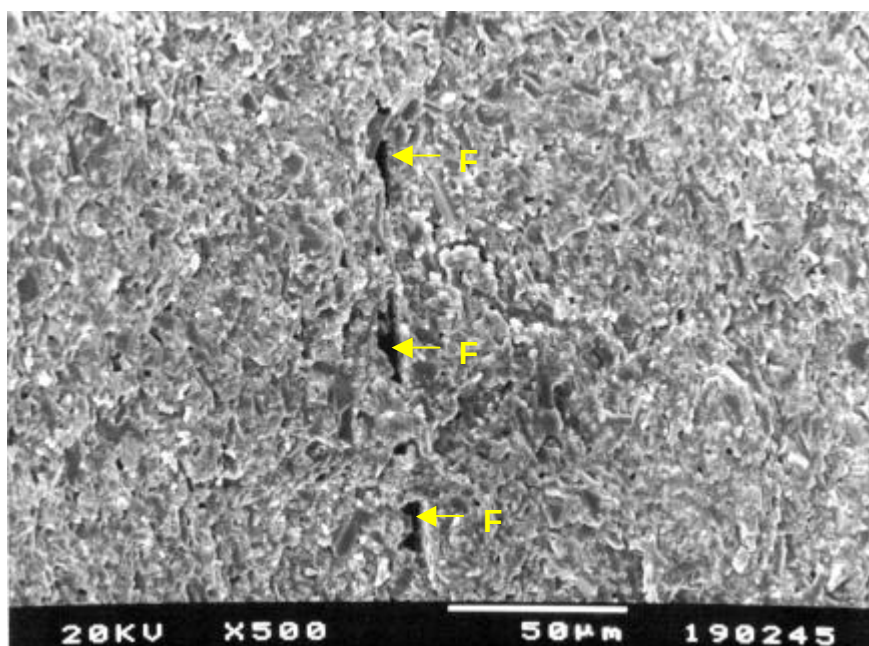


FIGURA 53 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo (GZ3), corte central com revestimento total. Observa-se a presença de fendas (F) na interface de união. 500X.

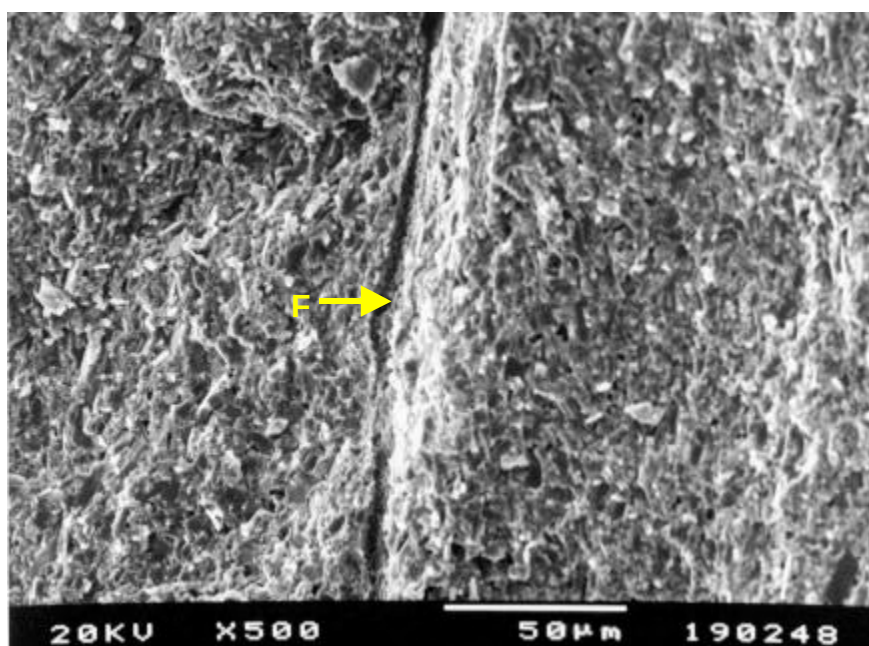


FIGURA 54 – Região de interface de união do corpo-de-prova de In-Ceram Zircônia, subgrupo (GZ3), corte central com revestimento total. Observa-se a presença de fenda (F) na interface de união. 500X

6 DISCUSSÃO

A possibilidade de união de estruturas cerâmicas é um desafio que se torna importante à medida que novos materiais e novas tecnologias são desenvolvidos. O uso de próteses livres de metal é atualmente uma realidade que muitos profissionais ainda relutam em lançar mão por causa do risco de insucesso clínico. Isto se deve, principalmente, ao conforto de se dominar tecnologias tradicionais, estando satisfeitos com os resultados obtidos e com a vantagem de possuir dados clínicos de controle em longo prazo. Outro fator consiste na dificuldade que possuímos em assimilar o novo: a mudança de paradigma é um processo muitas vezes lento e doloroso.

O uso de infra-estruturas cerâmicas em espaços protéticos maiores, apoiados sobre dentes naturais ou implantes osseointegrados, é uma meta a ser atingida, que ampliaria as possibilidades do uso de sistemas de próteses totalmente cerâmicas. Nesta tendência está o uso do óxido de zircônio parcialmente estabilizado em estruturas cerâmicas.

Teoricamente é possível prever a resistência de uma substância com base na resistência das ligações individuais entre átomos do material. Os valores obtidos por esta predição são, tipicamente, 10% do módulo de elasticidade ($0,1E$) (ANUSAVICE¹,1998).

Entretanto, os valores de resistência mensurados podem ser até cem vezes menores, devido a um fenômeno peculiar em que ocorrem conexões com defeitos superficiais. Defeitos como trincas, fendas e fissuras induzem a um fenômeno de concentração de tensão nas extremidades desses minúsculos defeitos. A carga aplicada que anteriormente seria distribuída sobre uma porção ampla do material,

agora converge para uma zona diminuta no ápice da fissura. Quando a resistência teórica do material é excedida na extremidade da fenda, as uniões se rompem e iniciam a propagação da fratura. À medida que a fratura propaga-se através do material, a concentração de tensões é mantida na extremidade da fenda até que a fratura se mova completamente através do material, ou até que esta fratura encontre outra fratura, um poro ou uma partícula cristalina. Este fenômeno de concentração de tensões explica como um material pode falhar sob tensões bem abaixo de sua resistência teórica (ANUSAVICE¹, 1998; WISKOTT et al.⁴⁷, 2000).

Os materiais cerâmicos apresentam muitas propriedades desejáveis, como boas qualidades estéticas, alta dureza, boa resistência ao desgaste, boa durabilidade química e excelente biocompatibilidade. (JONES¹⁷, 1985; NAYLOR²⁶, 1992; ANUSAVICE¹, 1998).

Vários métodos têm sido desenvolvidos para superar suas principais deficiências: fragilidade, baixa tenacidade e baixa resistência à tração. (KELLY et al.¹⁹, 1996; ANUSAVICE¹, 1998; ZENG et al.⁴⁹, 1998; WISKOTT et al.⁴⁷, 2000; TAN et al.⁴¹, 2001).

Para minimizar as deficiências destes materiais cerâmicos é de grande importância tanto o desenho da restauração protética como dos preparos dentais, evitando ângulos internos em cavidades, infra-estruturas e conectores, minimizando a concentração de tensões e criando espessura e forma adequada para cada material a ser utilizado. (CLAUS⁶, 1990; SORENSEN et al.³⁹, 1991; ANUSAVICE¹, 1998; WISKOTT et al.⁴⁷, 2000; OH & ANUSAVICE²⁷, 2002).

As forças de tração são criadas principalmente por forças de dobramento. No ambiente bucal a tensão máxima de tração criada pelas forças de dobramento ocorre na superfície de uma restauração ou prótese, por esta razão a redução do tamanho ou número de defeitos superficiais pode produzir um grande aumento da resistência das

cerâmicas. (SHERRILL & O'BRIEN³⁷, 1974; KELLY et al.¹⁹, 1996; ANUSAVICE¹, 1998; SCHERRER et al.³³, 2001; TAN et al.⁴¹, 2001).

Uma forma de diminuir a propagação de fraturas é reforçá-las com uma fase dispersa através de um material diferente que seja capaz de inibir a fratura impedindo a propagação de trincas. Existem dois tipos de dispersões utilizados para interromper a propagação de fraturas: um tipo baseia-se na tenacidade da partícula para absorver a energia de fratura e sua força motriz para propagação; o outro método baseia-se em uma alteração estrutural cristalina sob tensão, para absorver a energia da fratura. (ANUSAVICE¹, 1998; WISKOTT et al.⁴⁷, 2000; TAN et al.⁴¹, 2001).

Quando um material tenaz como a alumina (Al_2O_3), na forma de partículas, é adicionada a um vidro, este se torna mais tenaz e resistente, porque a fratura não pode penetrar nas partículas de alumina tão facilmente como podem penetrar no vidro. (SHERRILL & O'BRIEN³⁷, 1974; JONES¹⁷, 1985; ANUSAVICE¹, 1998; WISKOTT et al.⁴⁷, 2000)

A zircônia é um reforço em si mesma, ela existe sob três formas: fases cúbica, tetragonal e monoclinica. A fase cúbica somente é estável em temperaturas muito altas para zircônia pura; Monoclínico é a seu estado natural, e está presente a temperaturas abaixo de 1.173°C , convertendo-se, acima desta temperatura, ao seu arranjo tetragonal. O ponto importante é que existe uma diferença de 3 a 5% em volume entre a estrutura tetragonal e a forma monoclinica.

É possível manter o arranjo tetragonal da zircônia mesmo com a diminuição da temperatura ambiente, através da adição de óxidos e controle do tamanho dos cristais da cerâmica. Neste estado a zircônia possui uma tendência espontânea em se converter para a forma monoclinica, exibindo uma expansão volumétrica de aproximadamente 4%. Isto ocorre muito rapidamente, gerando tensão compressiva e impedindo a progressão de trincas, diminuindo a tendência de fratura. Esta transformação pode também ser iniciada por tensão gerada ao redor da extremidade da trinca, resultando em um fechamento parcial da trinca,

proporcionado significativo enrijecimento ao material cerâmico. (WISKOTT et al.⁴⁷, 2000; CHONG et al.⁵, 2002; GUAZZATO et al.¹², 2002)

A melhoria das propriedades mecânicas destes materiais cerâmicos fez com que se tornasse possível o seu uso para a confecção de infra-estruturas de próteses parciais fixas de até três elementos em dentes anteriores e posteriores. Baseados nestes princípios foram desenvolvidos os sistemas cerâmicos In-Ceram Alumina (Vita) para dentes anteriores, e In-Ceram Zircônia (Vita) para dentes posteriores. (KERN et al.²⁰, 1991; PRÖBSTER³⁰, 1993; SORENSEN et al.⁴⁰, 1998; KOUTAYAS et al.²³, 2000; BOTTINO et al.⁴, 2001; KHERADMANDAN et al.²², 2001; VULT VON STEYERN et al.⁴⁶, 2001; CHONG et al.⁵, 2002; GUAZZATO et al.¹², 2002)

As próteses parciais fixas totalmente cerâmicas possuem boa adaptação marginal, além de propriedades ópticas e biocompatibilidade superiores às próteses metalo-cerâmicas. Entretanto, algumas dificuldades são observadas no uso clínico destes materiais, dentre elas a necessidade da realização de moldes e modelos na fase clínica e laboratorial, para a confecção da infra-estrutura cerâmica, acarreta um maior risco de distorção devido às alterações dimensionais relacionadas às propriedades físicas dos materiais empregados nas diferentes fases deste processo.

Este fato é ainda mais crítico no Brasil, onde o uso de silicones polimerizados por reação de condensação é largamente difundido na realização de moldes, na rotina da clínica diária, e na duplicação de modelos de trabalho no laboratório de prótese dentária, motivados pelo menor custo e hábito profissional - apesar do maior risco de alteração dimensional em relação aos silicones polimerizados por reação de adição. Alterações podem ocorrer também na inadequada proporção e manipulação do gesso e troquelização de modelos de trabalho.

Associado às próprias características de mobilidade dental, este processo poderá acarretar uma falta de assentamento da infra-estrutura cerâmica e desajuste marginal, tanto sobre os dentes suporte da prótese parcial fixa quanto sobre o modelo de trabalho original.

Diferentemente das estruturas metálicas, que rotineiramente são seccionadas, reposicionadas e unidas utilizando processos de soldagem a laser ou brasagem, as estruturas cerâmicas não possibilitam a realização deste procedimento nos casos de desajustes da peça.

Devido à impossibilidade da realização de soldagem da infra-estrutura, existe uma tendência em se admitir um maior desajuste marginal das estruturas cerâmicas ou a realização de maiores alívios na superfície interna dos *copings*, durante as fases de provas clínicas e laboratoriais, em relação às tradicionais infra-estruturas metálicas. Este fato pode comprometer a longevidade no uso de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas, tal como: limitar o seu uso na confecção de próteses parciais fixas de pequena extensão.

Para verificar a viabilidade de se realizar uniões de estruturas cerâmicas para infra-estruturas de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas, Sorensen & Knode³⁸ (1996) fizeram um estudo realizando a união de barras de In-Ceram Alumina previamente sinterizadas submetendo-as a um ensaio de flexão de quatro pontos, observando valores de módulo de ruptura extremamente elevados e sugerindo a possibilidade do uso desta metodologia.

Seghi et al.³⁵ (1990), Seghi et al.³⁶ (1990) e Seghi & Sorensen³⁴ (1995) consideraram o ensaio de flexão um método sensitivo, simples e reproduzível, para avaliar a resistência dos materiais cerâmicos e tem sido utilizado por vários pesquisadores.

A *International Organization for Standardization* (ISO) recomenda o uso do ensaio de flexão de três pontos para cerâmicas odontológicas (ISO 6872¹⁴, 1997). O ensaio de flexão de três pontos

possui a desvantagem que uma pequena quantidade da superfície ou volume está sujeito ao máximo de tensão, sendo muito influenciado pelo acabamento superficial do corpo-de-prova (ZENG et al.⁴⁸, 1996; ITINOCHE¹⁵, 2002)

Neste trabalho, o objetivo principal não foi estudar unicamente a propriedade de resistência à ruptura dos materiais, e sim, uma situação hipotética de união da infra-estrutura cerâmica e sua resistência à flexão no momento de tensão máxima aplicada à amostra, optando pelo ensaio de três pontos.

A confecção do corpos-de prova é um ponto crítico para o ensaio de flexão de três pontos, e particularmente para o sistema In-Ceram, que se baseia na técnica de *slip casting* processo pelo qual o pó cerâmico de finas partículas, com alto conteúdo de alumina, é misturado com um líquido especial e aplicado em camadas sobre o modelo duplicado que sob ação de capilaridade absorve a umidade ao interior do gesso, aglomerando as partículas sobre o modelo, formando uma estrutura firme e densa (CLAUS⁶, 1990; SORENSEN et al.⁴⁰, 1998; BOTTINO et al.⁴, 2001).

Para melhor reproduzir esta situação clínica optou-se pelo uso de moldes de silicone com aberturas na base e no topo sobre uma base de gesso especial do sistema In-Ceram, modificando a metodologia preconizada por Giordano et al.¹¹ (1995). Em um trabalho anterior (MIYASHITA et al.²⁴, 2000) a aplicação da barbotina foi realizada diretamente sobre os moldes de silicone, aguardando a secagem do material durante 24 horas. Este procedimento leva à formação de valas de grande amplitude na região central, havendo a necessidade de nova aplicação de barbotina para o total preenchimento do espaço residual, este preenchimento é dificultado pela tensão superficial entre as superfícies, que não permite um bom escoamento do material. Este fenômeno também é observado durante o preenchimento do espaço entre os corpos-de-prova a serem unidos com a barbotina, havendo a

necessidade do umedecimento com água destilada das superfícies cerâmicas a serem unidas, para facilitar a aplicação da cerâmica para união.

A manipulação e aplicação da barbotina no sistema In-Ceram apresenta uma curva de aprendizado e respeito à seqüência técnica para a sua realização. Todas as amostras deste trabalho foram realizadas pelo mesmo operador, entretanto, a temperatura ambiente apesar do controle da temperatura por termostato e o tempo de armazenagem do material sob refrigeração são fatores que contribuem na modificação da consistência do material cerâmico durante sua aplicação. Para a realização das uniões cerâmicas, a barbotina era preparada imediatamente, obtendo uma consistência mais fluida inicialmente.

Uma demora excessiva durante a aplicação da barbotina pode levar à formação de camadas sobrepostas, chamado efeito “casca de cebola”, prejudicando as propriedades mecânicas do material.

A remoção de excessos e acabamento com lixas de papel parece ser um procedimento adequado, uma vez que é um passo indicado durante o preparo da infra-estrutura cerâmica. Entretanto, a realização manual dificulta uma uniformização total das estruturas, por outro lado, o acabamento mecânico com rebolo é indicado para cerâmicas com maior dureza superficial, tanto na fase pré como pós-sinterização promovendo muitas fraturas nas amostras de In-Ceram.

A seleção dos cortes nos corpos-de-prova foi baseada nos trabalhos de Sorensen & Knode³⁸ (1996) e Apholt et al.² (2001), para as amostras com corte reto central (subgrupo 1) e corte diagonal de 45° na região central (subgrupo 2), o corte central desgastando 1,0mm de espessura e 2,0mm de profundidade (subgrupo 3) e corte diagonal de 45° na região do apoio (subgrupo 4), foi o resultado de sugestões de profissionais da área clínica e laboratorial que trabalham com sistemas cerâmicos. O sistema Procera AllCeram (Nobelbiocare) utiliza um sistema de união da estrutura de alumina densamente sinterizada, através do uso

de vidro fundido para a confecção das infra-estruturas de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas, a partir de estruturas cerâmicas pré-fabricadas, com diferentes formas, para a região do pântico que são unidas aos *copings* cerâmicos, através desta rotina de trabalho, apesar de não ser recomendado pelo fabricante, alguns técnicos em prótese dentária desenvolveram técnicas para a realização de uniões cerâmicas em infra-estruturas de In-Ceram baseados pela intuição e experiência laboratorial, um exemplo é o corte central com recobrimento total, no qual um desgaste de 1,0mm de profundidade é realizado na superfície do pântico com aproximadamente 2,0mm de comprimento em ambos os lados do pântico seccionado, que após a aplicação da barbotina não apresenta emendas visíveis na superfície do pântico, entretanto a sua simulação experimental (subgrupo 3) apresentou valores de resistência à flexão inferiores ao grupo controle e na análise morfológica através de microscopia eletrônica de varredura apresentou as maiores áreas de valamento entre os materiais cerâmicos (Figuras 41 e 42).

A manutenção de um espaço de 0,5mm de espessura para a realização da união entre as amostras foi baseada nos trabalhos de Sorensen & Knode³⁸ (1996) e Apholt et al.² (2001).

Os resultados de resistência à flexão na interação Material cerâmico X Tipos de corte demonstrou um comportamento semelhante e proporcional dos materiais em relação aos cortes realizados, com exceção do corte diagonal em 45° na região do apoio (subgrupo 4) em relação ao material In-Ceram Zircônia, que não apresentou diferença em relação ao grupo controle (sem corte).

Estes resultados divergem grandemente dos trabalhos de Sorensen & Knode³⁸ (1996) no qual as amostras de In-Ceram Alumina com corte reto na região central apresentavam 81% da resistência em relação ao grupo controle. Os resultados deste trabalho indicam que o corte reto na região central apresenta para o material In-Ceram Alumina

40% da resistência em relação ao grupo controle, e material In-Ceram Zircônia 53%.

Os resultados de resistência à flexão obtidos são compatíveis em termos de proporcionalidade, com os dados do trabalho de Apholt et al.² (2001), apesar de usadas estruturas pré-sinterizadas (Vita Cerec blocks) para usinagem pelo sistema CAD/CAM, com exceção do corte central reto, que apresentou valores superiores para as estruturas pré-fabricadas, com 63% da resistência em relação ao grupo controle (Tabela 12).

Tabela 12 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In-Ceram Alumina (ICA) e In-Ceram Zircônia (ICZ)

<i>Materiais / subgrupo</i>	<i>Apholt et al.² (2001)*</i>	<i>Miyashita (RT)***</i>
ICA / Controle	511±59	425,60±73,81
ICA / Corte reto central	324±82	171,45±46,18
ICA / Corte 45° central	406±81	327,50±77,23
ICA / Total Central	434±65**	294,81±51,19
ICZ / Controle	624±58	469,11±66,62
ICZ / Total Central	475±54**	288,02±79,20

*Neste trabalho foram utilizadas cerâmicas Vita Cerec blocks (CAD/CAM)

**O corte das amostras foi realizado de forma diferente

*** Resultados dos ensaios deste trabalho

Para o fator interação: Materiais cerâmicos X Tipo de corte, os resultados obtidos demonstram novamente uma proporcionalidade dos resultados em relação ao tipo de corte estabelecido. A principal observação deve-se ao fato de não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle do In-Ceram Alumina (425,60±73,81MPa) e In-Ceram Zircônia (469,11±66,62MPa). Estes resultados são compatíveis com os

observados por Guazzato et al.¹² (2002) em avaliação de resistência à flexão biaxial, que obteve valores médios de resistência de $600,0 \pm 60,0$ MPa para In-Ceram Alumina e $620,0 \pm 61,0$ MPa para In-Ceram Zircônia, e com os resultados de Itinchoe¹⁵ (2002) também de resistência à flexão biaxial para In-Ceram Alumina ($436,43 \pm 42,09$ MPa) e In-Ceram Zircônia ($496,45 \pm 35,65$ MPa).

Os valores de módulo de ruptura para os grupos controle diferem em parte, em relação aos ensaios de resistência à flexão de três pontos de Seghi & Sorensen³⁴ (1995) que obtiveram valores de $446,42 \pm 63,97$ MPa para o In-Ceram Alumina e de $603,70 \pm 66,86$ MPa para o In-Ceram Zircônia.

Chong et al.⁵ (2002), avaliando a resistência à flexão destes mesmos materiais em um ensaio de três pontos obteve valores discrepantes entre as amostras estudadas: obtendo valores de 362 ± 90 MPa para o In-Ceram Alumina e de 513 ± 69 MPa para o In-Ceram Zircônia. Entretanto analisando a metodologia para obtenção dos corpos-de-prova utilizados nesta pesquisa, verifica-se que as amostras de In-Ceram Alumina foram realizadas com a inserção da barbotina diretamente em moldes de silicone de consistência massa, podendo apresentar os problemas de formação de valas relatadas anteriormente. Além disso, o autor relata que as amostras de In-Ceram Zircônia foram fornecidas pelo próprio fabricante, que certamente possui técnicos experientes para a realização de amostras cerâmicas, havendo, possivelmente, uma diferença significativa em relação ao fator operador. Apesar disso os valor médio de resistência à flexão é comparável aos valores obtidos por Esquivel-Upshaw⁹ (2001) para o In-Ceram Alumina em ensaio de três pontos com valor médio de 323,4 MPa.

Os resultados obtidos no presente trabalho foram parcialmente comparados com os subgrupos estudados no experimento de Miyashita et al.²⁵ (2002). Os valores de resistência à flexão para os ensaios de flexão de três pontos foram semelhantes, apesar da diferença

na metodologia de obtenção dos corpos-de-prova, com exceção do grupo In-Ceram Zircônia controle. Os resultados são apresentados na Tabela 13.

Tabela 13 – Média e desvio padrão dos dados de ruptura (MPa) referentes aos subgrupos avaliados para os materiais In-Ceram Alumina (ICA) e In-Ceram Zircônia (ICZ)

<i>Materiais / subgrupo</i>	<i>Miyashita et al.²⁵ (2002)</i>	<i>Miyashita (RT)*</i>
ICA / Controle	420,96±79,49	425,60±73,81
ICA / Corte reto central	188,77±39,081	171,45±46,18
ICZ / Controle	580,10±74,01	469,11±66,62
ICZ / Corte reto central	240,48±45,55	249,17±68,38

*Resultados dos ensaios deste trabalho

Os valores médios de módulo de ruptura variam para o mesmo material cerâmico e dependem do tipo de ensaio utilizado, e em relação a forma de obtenção dos corpos-de-prova, quantidade de porosidades, trincas e acabamento superficial (SHERRILL & O'BRIEN³⁷, 1974; SEGUI et al.³⁵, 1990; SEGUI & SORENSEN³⁴, 1995)

O processo de infiltração de vidro do sistema In-Ceram para preencher o espaço deixado pelos cristais durante o processo de sinterização é fundamental na determinação da resistência final do material, desta forma um detalhe muito importante é a colocação do vidro sempre abaixo e lateralmente a estrutura cerâmica sinterizada permitindo desta forma que o ar não fique aprisionado no interior da peça sendo permitida sua saída pela parede superior, para que o vidro preencha totalmente a infra-estrutura é necessário em grandes estruturas repetir-se o ciclo de infiltração de vidro, principalmente para o In-Ceram Zircônia que apresenta porosidades de menor tamanho.

Por meio de uma avaliação da descoloração e microdureza superficial da porção central de estruturas de In-Ceram Alumina, Itinoche et al.¹⁶ (2002) verificaram a possibilidade que o vidro fundido não atingisse as camadas mais profundas da infra-estrutura, no

entanto, Guazzato et al.¹² (2002) através da análise de difração de raios-X, evidenciaram que não há diferença na infiltração de vidro fundido entre a porção periférica e central da estrutura cerâmica.

O meio de armazenagem pode influenciar nos resultados de resistência, dependendo do tipo de material cerâmico avaliado e ensaio realizado, Kern et al.²¹(1994) observaram uma influência da saliva artificial na resistência à fratura de próteses parciais fixas adesivas de In-Ceram Alumina. Entretanto, Scherrer et al.³³ (2001) não observaram influência do armazenamento em água para cerâmicas dentais vítreas.

A maior influência, no entanto está relacionada a realização de ciclagem mecânica em ambiente úmido ou seco (Correr Sobrinho et al.⁷, 1998; Itinoche¹⁵, 2002) a ciclagem altera morfológicamente o local de impacto, promovendo a propagação de trincas. Desta forma o revestimento cerâmico estético aplicado à infra-estrutura é um outro fator crítico, pois a propagação de trincas existentes na superfície atravessa a interface de união ceramo-cerâmica, propiciando uma diminuição da resistência do conjunto, pois a trinca se propaga pela matriz vítrea da infra-estrutura cerâmica a partir da cerâmica de revestimento estético (Dias⁸, 2002).

A diminuição de porosidades no interior da infra-estrutura é um fator relevante para o aumento da resistência à fratura, neste caso as cerâmicas pré-sinterizadas para confecção de infra-estruturas pelo sistema CAD-CAM apresentam valores de resistência superiores em relação a técnica convencional, como é observado nos trabalhos de Tinschert et al.⁴² (2000), Apholt et al.² (2001) e Hwang & Yang¹³(2001). Além disso durante um período de avaliação clínica de cinco anos Bindl & Mörmann³ (2002) verificaram o bom desempenho clínico de coroas de In-Ceram Spinell, cimentadas com cimento resinoso em dentes posteriores, havendo a necessidade de uma melhor interpretação dos resultados obtidos *in vitro*.

Raidgrodski & Chiche³² (2001) consideram desta forma os estudos *in vitro* incompatíveis com as situações clínicas que levam ao fracasso das próteses parciais fixas, como desenho inadequado da estrutura da prótese, cáries recorrentes, defeitos marginais, fratura do pilar, dentre outros.

Apesar das limitações os ensaios mecânicos são métodos importantes para a comprovação de suspeitas ou idéias que podem gerar um novo modelo experimental para o desenvolvimento de novos materiais e técnicas com aplicabilidade clínica. O alto custo dos materiais empregados, entretanto, é um dos fatores que dificulta e limita a realização dos ensaios mecânicos. Desta forma, trabalhos como de Fischer et al.¹⁰ (2001) e Oh et al.²⁸ (2002), utilizando metodologias de avaliação não destrutiva são fundamentais para uma maior velocidade e precisão na obtenção de dados à medida que novos questionamentos surgem.

Os resultados obtidos no ensaio de flexão de três pontos indicam que não foram observadas diferenças estatisticamente significantes a nível de 5%, nos valores médios de resistência à flexão entre os subgrupos: In-Ceram Alumina controle (425,60±73,81MPa); In-Ceram Zircônia controle (469,11±66,62MPa) e In-Ceram Zircônia com corte diagonal no apoio (416,39±54,64MPa).

Dentro da estrutura das próteses parciais fixas totalmente cerâmicas a região dos conectores é a que apresenta maior concentração de tensões (KAMPOSITORA et al.¹⁸, 1996; TINSCHERT et al.⁴³, 2001; OH & ANUSAVICE²⁷, 2002), não sendo talvez uma região apropriada para a realização de uniões cerâmicas, por ser a área mais predisponente à fraturas. Contudo, somente avaliações clínicas controladas podem prever a viabilidade da realização de uniões em infra-estruturas para próteses parciais fixas totalmente cerâmicas.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados analisados e discutidos neste trabalho, foi possível concluir que:

- a) a realização de uniões cerâmicas em cortes diagonais na região próxima ao apoio para o material In-Ceram Zircônia (GZ4), apresentou os maiores valores médios de resistência à ruptura ($416,39 \pm 54,64 \text{ MPa}$) dentre os grupos com diferentes cortes avaliados;
- b) não foram observadas diferenças estatisticamente significantes a nível de 5%, nos valores médios de resistência à flexão entre os subgrupos: In-Ceram Alumina controle ($425,60 \pm 73,81 \text{ MPa}$); In-Ceram Zircônia controle ($469,11 \pm 66,62 \text{ MPa}$) e In-Ceram Zircônia com corte diagonal no apoio ($416,39 \pm 54,64 \text{ MPa}$);
- c) as imagens de microscopia eletrônica de varredura demonstraram não haver diferença morfológica significativa entre as cerâmicas estudadas;
- d) foram observadas lacunas na interface entre o material cerâmico de união e a estrutura cerâmica, principalmente no subgrupo 3 - com corte na região central e recobrimento total.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 ANUSAVICE, K. J. Cerâmicas odontológicas. In: --. **Phillips materiais dentários**. Trad. E.J.L.; Moreira R.S. Reis. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap. 26, p. 345-66.
- 2 APHOLT, W. et al. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia bars. **Dent Mater**, v.17, n.3, p.260-7, May 2001.
- 3 BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. **Int J Prosthodont**, v. 15, n.5, p.451-6, Sept./Oct. 2002.
- 4 BOTTINO, M.A. et al. Materiais cerâmicos. In: --. **Estética em reabilitação oral metal free**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. p.213-331.
- 5 CHONG, K. et al. Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core material. **Int J Prosthodont**, v.15, n.2, p.183-8, Mar./Apr. 2002.

*Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro.

Informação e documentação: referências, elaboração, NBR6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

- 6 CLAUS, I.H. Vita In-Ceram, un nuevo procedimiento para la fabricación de armazones oxido-cerámicos para coronas y puentes. **Quintessence técnica (Ed. Española)**, v.1, n.1, p.21-32, 1990.
- 7 CORRER SOBRINHO, L. et al. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont**, v.11, n.3, p.255-62, May/June 1998.
- 8 DIAS, A.H.M. **Estudo da influência das características químicas e microestruturais nas propriedades mecânicas de sistemas totalmente cerâmicos**. 2002. 125f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Prótese) - Faculdade de Odontologia, São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2002.
- 9 ESQUIVEL-UPSHAW, J.F. et al. Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, v.14, n.3, p.284-8, May/June 2001.
- 10 FISCHER, H.; DAUTZENBERG, G.; MARX, R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. **Dent Mater**, v.17, n.4, p.289-95, July 2001.
- 11 GIORDANO, R.A. et al. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. **J Prosthet Dent**, v.73, n.5, p.411-8, May 1995.
- 12 GUAZZATO, M. et al. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. **Int J Prosthodont**, v.15, n.4, p.339-46, July/Aug. 2002

- 13 HWANG, J.W.; YANG, J.H. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. **J Oral Rehabil**, v.28, n.7, p.678-83, July 2001.
- 14 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Dental ceramic**: amendment 1. 2. ed. Geneva, 1997. p. 1-9. (ISO Standard N° 6872)
- 15 ITINOCHE, M.K. **Estudo da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas**. 2002. 110f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Prótese) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; São José dos Campos, 2002.
- 16 ITINOCHE, M.K. et al. Cross-section microhardness analysis of alumina ceramic after glass infiltration. **J Dent Res**, v.81, sp.Iss. A, p.252, 2002. (Abstract 1942).
- 17 JONES, D.W. Development of dental ceramics: an historical perspective. **Dent Clin North Am**, v. 29, n.4, p.621-44, Oct. 1985.
- 18 KAMPOSIORA, P. et al. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. **Quintessence Int**, v.27, n.10, p.701-6, Oct. 1996.
- 19 KELLY, J.R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S.D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **J Prosthet Dent**, v.75, n.1, p.18-32, Jan. 1996.

- 20 KERN, M.; KNODE, H.; STRUB, J.R. The all-porcelain, resin-bonded bridge. **Quintessence Int**, v.22, n. 4, p.257-62, Apr. 1991.
- 21 KERN, M.; FECHTIG, T.; STRUB, J.R. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. **J Prosthet Dent**, v.71, n.3, p.251-6, Mar. 1994.
- 22 KHERADMANDAN, S. et al. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. **J Oral Rehabil**, v.28, n.4, p.361-9, Apr. 2001.
- 23 KOUTAYAS, S.O. et al. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. **J Prosthet Dent**, v.83, n.5, p.540-7, May 2000.
- 24 MIYASHITA, E. et al. Resistência flexural de dois materiais para prótese parcial fixa cerâmica. **Pesq Odontol Bras**, v.14, supl. p.120, 2000. (Trabalho apresentado à 17^a Reunião Anual da SBPqO) - Resumo B101
- 25 MIYASHITA, E. et al. Flexural resistance of glass-infiltrated porcelain after repairing. **J Dent Res**, v.81, Iss. A, p.252, 2002. (Abstract 1949).
- 26 NAYLOR, W.P. **Introduction to metal ceramic technology**. Chicago: Quintessence, 1992. p. 9-26.

- 27 OH, W.; ANUSAVICE, K.J. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. **J Prosthet Dent**, v.87, n.5, p.536-42, May 2002.
- 28 OH, W., GÖTZEN, N.; ANUSAVICE, K.J. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. **J Dent Res**, v.81, n.9, p.623-7, Sep. 2002.
- 29 POSPIECH, P.; RAMMELSBERG, P.; UNSÖLD, F. A new design for all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. **Quintessence Int**, v.27, n.11, p.753-8, Nov. 1991.
- 30 PRÖBSTER, L. Survival rate of In-Ceram Restorations. **Int J Prosthodont**, v.6, n.3, p.259-63, May/June 1993.
- 31 PRÖBSTER, L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. **J Oral Rehabil**, v.23, n.3, p.147-51, Mar. 1996.
- 32 RAIGRODSKI, A.J.; CHICHE, G.J. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v.86, n.5, p.520-5, Nov. 2001.
- 33 SCHERRER, S.S. et al. Effect of water exposure on the fracture toughness and flexure strength of a dental glass. **Dent Mater**, v.17, n.4, p.367-71, July 2001.
- 34 SEGHI, R.R.; SORENSEN, J.A. Relative flexural strength of six new ceramic materials. **Int J Prosthodont**, v.8, n.3, p.239-46, May/June 1995.

- 35 SEGHI, R.R.; DAHER, T.; CAPUTO, A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. **Dent Mater**, v.6, p.181-4, July 1990.
- 36 SEGHI, R.R. et al. Flexural strength of new ceramics materials. **J Dent Res**, v.69, sp.Iss., p.299, 1990. (Abstract 1521).
- 37 SHERRILL, C. A.; O'BRIEN, W.J. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. **J Dent Res**, v.53, n.3, p.683-90. May/June 1974.
- 38 SORENSEN, J.A.; KNODE, H. Flexural strength of In-Ceram bars joined together by various methods. **Quintessence Dent Technol**, v.19, p.123-5. 1996.
- 39 SORENSEN, J.A. et al. Effect of preparation design on flexural strength of all-ceramic bridges. **J Dent Res**, v.70, sp.Iss., p.471, 1991. (Abstract 1642).
- 40 SORENSEN, J.A. et al. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. **J Calif Dent Assoc**, v.26, n.3, p.207-14, Mar. 1998.
- 41 TAN, S.C. et al. Flexural strength of a glass-infiltrated alumina dental ceramic incorporated with silicon carbide whiskers. **Int J Prosthodont**, v.14, n.4, p.350-4, July/Aug. 2001.
- 42 TINSCHERT, J. et al. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. **J Dent**, v.28, n.7, p.529-35, Sept. 2000.

- 43 TINSCHERT, J. et al. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina, and zirconia-, based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. **Int J Prosthodont**, v.14, n.3, p.231-8, May/June 2001.
- 44 VITA Zahnfabrik H. Rauter GmdH – **VITA In-Ceram Alumina: direction for use fabrication of framework in the slip-casting technique**. Bad Säckingen: VITA, 2002. 21p.
- 45 VITA Zahnfabrik H. Rauter GmdH – **VITA In-Ceram Zirconia: processing instructions fabrication of the substructure**. Bad Säckingen: VITA, 2000. 28p.
- 46 VULT VON STEYERN, P.V.; JÖNSSON, O.; NILNER, K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. **Int J Prosthodont**, v.14, n.4, p.379-84, July/Aug. 2001.
- 47 WISKOTT, H.W.; SCHERRER, S.S.; BELSER, U.C. Ceramics: elementary principles of fracture and reinforcement. **World Dentistry**. Disponível em:
<http://www.worlddent.com/2000/08/articles/wiskott.xml>. Acesso em: 16 Mar. 2003.
- 48 ZENG, K.; ODÉN, A.; ROWCLIFFE, D. Flexural tests on dental ceramics. **Int J Prosthodont**, v.9, n.5, p.434-9, Sept./Oct., 1996.
- 49 ZENG, K.; ODÉN, A.; ROWCLIFFE, D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelain. **Int J Prosthodont**, v.11, n.2, p.183-9, Mar./Apr. 1998.

Apêndice A – Os valores obtidos nos ensaios mecânicos dos corpos-de-Prova estão representados nas Tabelas 14 a 23 abaixo, com unidade em MPa.

Tabela 14 – Grupo (GAc) – In-Ceram Alumina controle

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	350,76
2	311,38
3	382,32
4	332,61
5	395,27
6	410,36
7	526,78
8	570,27
9	447,08
10	466,93
11	489,47
12	378,83
13	449,35
14	308,96
15	492,98
16	488,01
17	434,75
18	424,71

Tabela 15 – Grupo (GA1) – In-Ceram Alumina corte reto central

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	219,82
2	288,31
3	195,74
4	133,79
5	207,19
6	157,92
7	236,36
8	137,59
9	187,00
10	162,64
11	143,44
12	100,87
13	140,08
13	191,16
15	118,44
16	154,72
17	141,91
18	169,06

Tabela 16 – Grupo (GA2) – In-Ceram Alumina corte diagonal 45° central

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	317,46
2	302,43
3	286,78
4	267,34
5	298,11
6	352,61
7	333,60
8	435,37
9	263,94
10	339,29
11	415,22
12	320,16
13	233,28
14	347,56
15	317,25
16	226,07
17	191,01
18	220,83

Tabela 17 – Grupo (GA3) – In-Ceram Alumina corte central com recobrimento total.

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	239,69
2	288,45
3	273,19
4	389,98
5	294,18
6	251,87
7	349,58
8	245,49
9	232,36
10	293,74
11	307,17
12	221,76
13	359,04
14	289,70
15	277,21
16	263,54
17	360,84
18	368,79

Tabela 18 – Grupo (GA4) – In-Ceram Alumina corte diagonal 45° no apoio

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	304,86
2	256,54
3	291,60
4	238,76
5	226,97
6	305,95
7	343,96
8	466,33
9	313,19
10	299,94
11	370,94
12	508,78
13	250,37
14	440,23
15	331,67
16	325,89
17	281,75
18	337,34

Tabela 19 – Grupo (GZc) – In-Ceram Zircônia controle

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	418,27
2	383,40
3	393,39
4	472,80
5	381,24
6	422,22
7	418,98
8	414,74
9	528,32
10	527,32
11	538,23
12	466,52
13	471,64
14	611,61
15	495,29
16	423,69
17	530,73
18	545,62

Tabela 20 – Grupo (GZ1) – In-Ceram Zircônia corte reto central

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	230,45
2	177,87
3	204,38
4	317,14
5	163,25
6	212,24
7	238,11
8	273,74
9	196,35
10	355,93
11	207,89
12	223,65
13	180,12
14	281,90
15	284,01
16	211,93
17	303,89
18	422,29

Tabela 21 – Grupo (GZ2) – In-Ceram Alumina corte diagonal 45° central

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	279,17
2	294,66
3	265,63
4	380,01
5	283,61
6	285,32
7	266,99
8	498,83
9	387,52
10	338,19
11	301,07
12	412,38
13	332,49
14	304,33
15	370,41
16	264,26
17	389,78
18	399,71

Tabela 22 – Grupo (GZ3) – In-Ceram Zircônia corte central com recobrimento total

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	254,90
2	259,91
3	201,43
4	162,47
5	221,59
6	391,35
7	223,07
8	401,49
9	259,64
10	282,96
11	211,05
12	253,90
13	442,58
14	324,94
15	242,52
16	350,41
17	385,16
18	314,91

Tabela 23 – Grupo (GZ4) – In-Ceram Zircônia corte diagonal 45° no apoio

<i>Corpo-de-prova</i>	<i>Resistência (MPa)</i>
1	410,27
2	330,24
3	364,45
4	306,83
5	442,52
6	425,64
7	459,14
8	456,50
9	393,45
10	385,69
11	436,31
12	498,08
13	412,46
14	532,08
15	436,22
16	375,06
17	402,01
18	428,01

Tabela 24 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para o material In-Ceram Alumina

<i>Estatística</i>	<i>Apoio</i>	<i>Controle</i>	<i>Diagonal</i>	<i>Reto</i>	<i>Total</i>
N	18	18	18	18	18
Média	327,50	425,60	303,79	171,45	294,81
D Padrão	77,234	73,809	64,474	46,178	51,187
C.V (%)	23,583	17,342	21,223	26,934	17,363
Mínimo	226,97	308,96	191,01	100,87	221,76
Mediana	309,57	429,73	309,84	160,28	289,07
Máximo	508,78	570,27	435,37	288,31	389,98

Tabela 25 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para o material In-Ceram Alumina

<i>Fonte de Variação</i>	<i>Graus de Liberdade</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Razão F</i>	<i>Probabilidade P</i>
Cortes	4	593859	148465	36,53	0,0000
Resíduo	85	345480	4064,47		
Total	89	939339			

Tabela 26 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para o material In-Ceram Zircônia

<i>Estatística</i>	<i>Apoio</i>	<i>Controle</i>	<i>Diagonal</i>	<i>Reto</i>	<i>Total</i>
N	18	18	18	18	18
Média	416,39	469,11	336,35	249,17	288,02
D Padrão	54,636	66,623	65,271	68,376	79,196
C.V (%)	13,121	14,202	19,405	27,441	27,497
Mínimo	306,83	381,24	264,26	163,26	162,47
Mediana	419,05	469,08	318,41	227,05	259,77
Máximo	532,08	611,61	498,83	422,29	442,58

Tabela 27 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para o material In-Ceram Zircônia

<i>Fonte de Variação</i>	<i>Graus de Liberdade</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Razão F</i>	<i>Probabilidade P</i>
Cortes	4	589905	147476	32,58	0,0000
Resíduo	85	384734	4526,28		
Total	89	974639			

Tabela 28 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para o material In-Ceram Alumina com cortes na região central (reto e diagonal 45°)

<i>Estatística</i>	<i>Controle</i>	<i>Reto</i>	<i>Diagonal</i>
N	18	18	18
Média	425,60	171,45	303,79
D Padrão	73,809	46,178	64,474
C.V (%)	17,342	26,934	21,223
Mínimo	308,96	100,87	191,01
Mediana	429,73	160,28	309,84
Máximo	570,27	288,31	435,37

Tabela 29 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para o material In-Ceram Zircônia com cortes na região central (reto e diagonal 45°)

<i>Estatística</i>	<i>Controle</i>	<i>Reto</i>	<i>Diagonal</i>
N	18	18	18
Média	469,11	249,17	336,35
D Padrão	66,623	68,376	65,271
C.V (%)	14,202	27,441	19,405
Mínimo	381,24	163,26	264,26
Mediana	469,08	227,05	318,41
Máximo	611,61	422,29	498,83

Tabela 30 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para o materiais cerâmicos com corte na região central (reto e diagonal 45°)

<i>Fonte de Variação</i>	<i>Graus de Liberdade</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Razão F</i>	<i>Probabilidade P</i>
Material(A)	1	70960,2	70960,2	16,95	0,0001
Corte (B)	2	1013274	506637	121,05	0,0000
A*B	2	9993,14	4996,57	1,19	0,3072
Residual	102	426892	4185,21		
Total	107	1521120			

Tabela 31 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para os materiais cerâmicos com cortes na região central com recobrimento total

<i>Estatística</i>	<i>Controle (ICA)</i>	<i>Total (ICA)</i>	<i>Controle (ICZ)</i>	<i>Total (ICZ)</i>
N	18	18	18	18
Média	425,60	294,81	469,11	288,02
D Padrão	73,809	51,187	66,623	79,196
C.V (%)	17,342	17,363	14,202	27,497
Mínimo	308,96	221,76	381,24	162,47
Mediana	429,73	289,07	469,08	259,77
Máximo	570,27	389,98	611,61	442,58

Tabela 32 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para os materiais cerâmicos com cortes na região central com recobrimento total

<i>Fonte de Variação</i>	<i>Graus de Liberdade</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Razão F</i>	<i>Probabilidade P</i>
Cortes	3	455185	151728	32,32	0,0000
Resíduo	68	319236	4694,65		
Total	71	774422			

Tabela 33 - Estatística descritiva dos dados (MPa) obtidos no ensaio de flexão de três pontos para os materiais cerâmicos com cortes na região do apoio

<i>Estatística</i>	<i>Controle (ICA)</i>	<i>Apoio (ICA)</i>	<i>Controle (ICZ)</i>	<i>Apoio (ICZ)</i>
N	18	18	18	18
Média	425,60	327,50	469,11	416,39
D Padrão	73,809	77,234	66,623	54,636
C.V (%)	17,342	23,583	14,202	13,121
Mínimo	308,96	226,97	381,24	306,83
Mediana	429,73	309,57	469,08	419,05
Máximo	570,27	508,78	611,61	532,08

Tabela 32 – Resultado da ANOVA para as condições experimentais testadas para os materiais cerâmicos com cortes na região do apoio

<i>Fonte de Variação</i>	<i>Graus de Liberdade</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Razão F</i>	<i>Probabilidade P</i>
Cortes	3	190503	63501,0	13,48	0,0000
Resíduo	68	320223	4709,16		
Total	71	510726			

MIYASHITA, E **Flexural strength of ceramic bars cutted of different forms joined and infiltrated with melting glass.** 2003. 129f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Prótese) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.

ABSTRACT

The aim of this work was to evaluate the flexural resistance of In-Ceram Alumina (ICA) and In-Ceram Zirconia (ICZ) bars, sinterized, cut in different shapes and afterwards jointed and infiltrated by glass. Two hundred samples were manufactured, being 100 of the group A (In-Ceram Alumina) and 100 of group Z (In-Ceram Zirconia). All the samples were made according to the manufacturer recommendations with the dimensions of 25,0mm X 4,0mm X 3,0mm, and fired in a special furnace (Inceramat III, Vita). The samples were divided in 5 sub-groups: a) control; b) central straight cut; c) diagonal cut 45° in the central region; d) central cut with total covering; e) diagonal cut 45° in the support region. The separated samples were then jointed with the same ceramic material in a device that kept the alignment between the segments and these were fired in a new sintering cycle. The samples were subjected to the three point bending test using a universal test machine EMIC. The results were submitted to the analysis of variance one-way and to the Tukey test (5%). There were no statistically significant differences ($p < 0,05$) between the control groups: ICA control ($425,60 \pm 73,81 \text{ MPa}$); ICZ control ($469,11 \pm 66,62 \text{ MPa}$) and no statistically significant difference for the samples of sub-group (GZ4) ICZ diagonal cut 45° in the support region ($416,39 \pm 54,64 \text{ MPa}$). The electronic scanning microscopy showed no differences the morphology of the region of the crack in the analyzed groups. However, major gaps were observed between the ceramic union material and the ceramic structure, mainly in sub-group 3 - central cut with total covering.

KEYWORDS: Dental porcelain; ceramics; stress, mechanical

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 13 de junho de 2003

Eduardo Miyashita