

KARINE TENÓRIO LANDIM

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA CICLAGEM MECÂNICA SOBRE A
RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO ENTRE UMA
CERÂMICA DE RECOBRIMENTO ESTÉTICO E DUAS CERÂMICAS
INFILTRADAS POR VIDRO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2006

DEDICATÓRIA

A **Deus** por iluminar minha vida e me dar forças para vencer todos os obstáculos e desafios.

Aos meus amados pais, **Jorge Landim Neto** e **Maria Luiza Tenório Landim**, que não mediram esforços para proporcionar minha educação, que sempre me incentivaram a levar a frente meus objetivos, nunca me deixando desistir, exemplos vida para mim.

Aos meus queridos irmãos, **Giancarlo Tenório Landim** e **Thiago Tenório Landim**, pela amizade, carinho e apoio de sempre.

Ao meu namorado, **Gustavo Alves Barizon**, que tem participado efetivamente da minha vida e que muito contribuiu para realização deste trabalho, pela paciência, carinho, respeito e apoio.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Renato Sussumu Nishioka**, meus sinceros agradecimentos, pela forma como conduziu a realização deste trabalho, pelos conselhos, orientações e apoio durante todo o curso.

Ao coordenador da especialidade de Prótese do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, **Prof. Adj. Marco Antonio Bottino**, pela oportunidade e disposição de ajudar no que foi preciso, para a realização deste trabalho.

Ao conselho do Curso de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa do **Prof. Adj. Clovis Pagani**, coordenador do curso, pela oportunidade concedida.

Ao Diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Prof. Adj. Paulo Villela Santos Júnior**.

Aos **Docentes** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pela amizade e convívio agradável.

Ao **Prof. Ivan Balducci**, pela realização da análise estatística.

Ao Prof. **Dr. Durval Rodrigues Jr.** e ao Prof. **Dr. Claudinei dos Santos**, docentes do Departamento de Materiais, da Faculdade de Engenharia Química - FAENQUIL, pela cessão dos equipamentos e auxílio na realização das análises de microscopia eletrônica de varredura.

Aos colegas de turma **Alexandre Abdalla Alonso** e **Guilherme Saavedra**, que se transformaram em verdadeiros amigos, pelos quais tenho imenso carinho.

Aos amigos **Alberto Noriyuki Kojima** e **Alfredo Mikail Melo Mesquita**, conquistados no decorrer do curso, pelo convívio agradável e valiosa colaboração na realização deste trabalho.

Às amigas **Alessandra Sverberi**, **Ângela Marimoto**, **Carla Shibata**, **Carolina Ferraz**, **Patrícia Regina**, **Raquel Fernandes** e **Viviane Moreno**, com as quais sempre posso contar, pela compreensão e apoio.

A todos os **colegas do curso de Pós-Graduação**.

À **Sra. Ângela de Britto Bellini**, Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pela revisão e correção das normas bibliográficas.

Às **Sras. Suzana e Eliane**, secretárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção e carinho.

Às secretárias do departamento de Pós-Graduação, **Sras. Rosemary, Erena, Maria Aparecida e Lilian**, sempre dispostas a ajudar.

Às funcionárias da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Sras. Silvana, Dora, Neide, Renata, Deise, Sônia**.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	6
LISTA DE TABELAS.....	9
LISTA DE QUADROS	10
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	11
RESUMO	13
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO.....	49
4 MATERIAL E MÉTODO	50
4.1 Confeção das bases dos corpos-de-prova (CP)	50
4.2 Aplicação da cerâmica de revestimento estético.....	58
4.3 Ciclagem mecânica.....	61
4.4 Ensaio de cisalhamento	63
4.5 Análise de fratura em estereomicroscópio.....	64
4.6 Análise topográfica por microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	65
4.7 Análise estatística.....	65
5 RESULTADOS	68
5.1 Análise estatística.....	68
5.2 Análise da superfície de fratura em estereomicroscópio.....	73
5.3 Análise topográfica por microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	76
6 DISCUSSÃO.....	85
7 CONCLUSÃO	95
8 REFERÊNCIAS	96
APÊNDICE	104
ABSTRACT	105

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Estrutura metálica: a) esquema com as dimensões; b) estrutura metálica usinada.....	50
FIGURA 2 - Estruturas metálicas fixadas na placa de Petri com adesivo cianoacrilato.....	51
FIGURA 3 - Matriz de silicone para confecção das bases dos CP.	52
FIGURA 4 - Ultra-som (Vitasonic II – Vita) para homogeneização da mistura.	53
FIGURA 5 - Obtenção das bases em barbotina: a) matriz de silicone preenchida com barbotina; b) aspecto de uma base em barbotina. .	53
FIGURA 6 - Forno Incerammat 2 (Vita Zahnfabrick, Alemanha).....	54
FIGURA 7 - Aplicação do vidro de lantânio: a) aplicação do vidro em toda extensão da base; b) detalhe do espaço livre para escape de ar.....	56
FIGURA 8 - Infiltração do vidro: a) CP após a infiltração de vidro sobre a lâmina de platina; b) detalhe de uma base com vidro em excesso...	57
FIGURA 9 - Aspecto das bases de In-Ceram após a remoção do excesso de vidro: a) Alumina; b) Zircônia.	58
FIGURA 10 - Matriz para aplicação do revestimento estético: a) matriz de teflon e haste metálica para remoção do CP da matriz; b) base de In-Ceram posicionada na matriz de teflon.	59
FIGURA 11 - Aplicação do revestimento estético: a) cerâmica de recobrimento estético (VITA VM7); b) eliminação da umidade da cerâmica.	59
FIGURA 12 - Forno Vacumat (Vita Zahnfabrick-Alemanha).	60
FIGURA 13 - Dimensões finais dos CP: a) Ilustração do CP com suas dimensões; b) CP em In-Ceram Alumina; c) CP em In-Ceram Zircônia.	61

FIGURA 14 - Ciclagem mecânica: a) dispositivo utilizado para ciclagem mecânica; b) posicionamento do CP.	62
FIGURA 15 - Esquema de disposição dos grupos.....	62
FIGURA 16 - Dispositivo de cisalhamento: a) parte externa; b) parte interna.....	63
FIGURA 17 - Secção lateral do dispositivo de cisalhamento: a) parte externa; b) parte interna; c) CP posicionado no interior do dispositivo.	64
FIGURA 19 - Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).....	70
FIGURA 20 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade).	70
FIGURA 21 - Gráfico de médias referente às condições experimentais. .	72
FIGURA 22 - Superfície de fratura de uma base da amostra em In-Ceram Alumina.....	74
FIGURA 23 - Superfície de fratura de uma base da amostra em In-Ceram Alumina, que recebeu ciclagem mecânica.....	74
FIGURA 24 - Superfície de fratura de uma base da amostra em In-Ceram Zircônia.....	75
FIGURA 25 - Superfície de fratura de uma base da amostra em In-Ceram Zircônia, que recebeu ciclagem mecânica.....	75
FIGURA 26 - Microestrutura do In-Ceram Alumina. Identificando a estrutura cristalina e presença de poros (Aumento de 1000X).	76
FIGURA 27 - Característica microestrutural do In-Ceram Alumina, presença de fase cristalina e fase vítrea (Aumento de 2000X).....	77
FIGURA 28 - Microestrutura do In-Ceram Zircônia. Observa-se estrutura cristalina e presença de poros (Aumento de 1000X).	77
FIGURA 29 - Característica microestrutural do In-Ceram Zircônia, presença de fase cristalina e fase vítrea (Aumento de 2000X).....	78

FIGURA 30 - Superfície da cerâmica de recobrimento, característica de material amorfo e presença de poros (Aumento de 1000X).	79
FIGURA 31 - Característica microestrutural da cerâmica de recobrimento com aumento de 3000X.....	79
FIGURA 32 - Fotomicrografia da superfície de fratura do In-Ceram Alumina, presença de material com característica amorfa (Aumento de 1000X).	80
FIGURA 33 - Característica da superfície de fratura da base em In-Ceram Alumina com aumento de 2000X.....	81
FIGURA 34 - Fotomicrografia da superfície de fratura do In-Ceram Zircônia, presença de material com característica amorfa (Aumento de 1000X).	81
FIGURA 35 - Característica da superfície de fratura da base em In-Ceram Zircônia (Aumento de 2000X).	82
FIGURA 36 - Superfície de fratura da base em In-Ceram Zircônia, amostra submetida à ciclagem mecânica (Aumento de 1000X).....	82
FIGURA 37 - Característica da superfície de fratura da base em In-Ceram Zircônia, presença de material com característica amorfa (Aumento de 2000X).....	83
FIGURA 38 - Fotomicrografia da superfície de fratura da base em In-Ceram Alumina, amostra submetida à ciclagem mecânica (Aumento de 1000X).	83
FIGURA 39 - Característica da superfície de fratura da base em In-Ceram Alumina, presença de material com característica amorfa (Aumento de 2000X).	84

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Média ($\pm$ desvio padrão) e coeficiente de variação (CV, %) dos dados de resistência de união (MPa) obtidos no teste de cisalhamento, segundo as condições experimentais.....	68
TABELA 2 - ANOVA (2 fatores) para os valores de resistência de união (MPa) obtidos.....	71
TABELA 3 - Formação de grupos de mesmo desempenho, após o teste de Tukey (5%) para as quatro condições experimentais.....	73

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Ciclo de sinterização do In-Ceram Alumina.....	54
Quadro 2 - Primeiro ciclo de sinterização do In-Ceram Zircônia.....	55
Quadro 3 - Segundo ciclo de sinterização do In-Ceram Zircônia.....	55
Quadro 4 - Ciclo de Infiltração do vidro do In-Ceram Alumina.....	57
Quadro 5 - Ciclo de Infiltração do vidro do In-Ceram Zircônia.....	57
Quadro 6 - Ciclo de sinterização da cerâmica VITA VM7.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

Al - alumínio

bar - unidade de pressão

Be - berílio

CM - ciclagem mecânica

CP - corpo-de-prova

CV - coeficiente de variação

Cr - cromo

dp - desvio padrão

EDS - Espectrometria por Energia Dispersiva

Fe - Ferro

g - grama

GPa - GigaPascal

H_0 - hipótese de nulidade

H_1 - hipótese alternativa

Hz - Hertz

ICA - In-Ceram Alumina

ICAM - In-Ceram Alumina com ciclagem mecânica

ICZ - In-Ceram Zircônia

ICZM - In-Ceram Zircônia com ciclagem mecânica

In - Índio

Kg - kilograma

kgf - kilogramo-força

La - Lantânio

Li - Lítio

MEV - Microscópio Eletrônica de Varredura

min. - minuto

ml - mililitro

mm - milímetro

mm/min - milímetro por minuto

mm/s - milímetro por segundo

MPa - MegaPascal

N - Newton

Ni - níquel

O - oxigênio

$p < 0,05$ - probabilidade menor do que 5 por cento

psi - pound per square inch / Libra por polegada quadrada

s - segundo

Si - silício

Sn - estanho

Ti - Titânio

$\pm$ - mais ou menos

μm - micrometro

% - por cento

° - grau

°C - grau Celsius

°C/min. - grau Celsius por minuto

LANDIM, K.T. **Estudo da influência da ciclagem mecânica sobre a resistência de união ao cisalhamento entre uma cerâmica de recobrimento estético e duas cerâmicas infiltradas por vidro.** 2006. 105f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

RESUMO

Este estudo avaliou a influência da ciclagem mecânica na resistência de união ao cisalhamento entre cerâmicas infiltradas por vidro para infra-estrutura (In-Ceram Alumina – Vita Zahnfabrik e In-Ceram Zircônia - Vita Zahnfabrik) e uma cerâmica vítrea de recobrimento (VITA VM7 - Vita Zahnfabrik). Foram preparadas vinte e quatro amostras cilíndricas nas dimensões de 4mm de diâmetro por 5mm de altura para cada cerâmica de infra-estrutura. Posteriormente, a cerâmica de recobrimento estético foi aplicada, resultando em corpos-de-prova com 4mm de diâmetro e 9mm de altura, os quais foram divididos em 4 grupos: ICA; ICAM; ICZ e ICZM. Os grupos ICAM e ICZM receberam ciclagem mecânica, com força de 50N, frequência de 1Hz, durante 20000 ciclos. O ensaio de cisalhamento foi realizado em máquina de ensaio universal (modelo DL – 1000, EMIC – Equipamentos e Sistemas LTDA., São José dos Pinhais – PR – Brasil) com velocidade de 0,5mm/min e as amostras carregadas até a fratura. As interfaces das amostras pós-fratura foram analisadas em estereomicroscópio (20x) e microscopia eletrônica de varredura. As médias e desvios padrão obtidos foram: ICA ($30,04 \pm 11,74$); ICAM ($32,17 \pm 9,59$); ICZ ($44,33 \pm 11,47$); ICZM ($43,52 \pm 8,33$). Os dados obtidos (MPa) foram analisados estatisticamente por meio de análise de variância (ANOVA) dois fatores e teste de Tukey ($P < 0,05$). Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia, porém a ciclagem mecânica não influenciou na resistência de união entre as cerâmicas de infra-estrutura e de recobrimento estético estudadas.

PALAVRAS-CHAVE: Cerâmica; vidro; materiais dentários; resistência ao cisalhamento; microscopia eletrônica de varredura; análise de variância.

1 INTRODUÇÃO

Os avanços recentes no desenvolvimento de materiais cerâmicos com melhores propriedades de resistência mecânica, associadas aos excelentes resultados estéticos, promoveram um aumento na demanda da utilização de próteses totalmente cerâmicas, já que os sistemas ceramo-cerâmicos são capazes de restaurar dentes, mesmo em áreas que recebem grandes cargas mastigatórias (WAGNER & CHU⁶⁵, 1996; APHOLT et al.⁵, 2001; BLATZ⁷, 2002; CHONG et al.¹², 2002; GUAZZATO et al.²⁴, 2004; RIZKALLA & JONES⁴⁹, 2004; LUTHY et al.³⁵, 2005).

Estes sistemas foram introduzidos a partir dos estudos de Michel Saudoun em 1988, na França, que desenvolveu o In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrick-Alemanha), sistema constituído por uma infra-estrutura cerâmica infiltrada por vidro, contendo partículas com alto conteúdo de alumina (70 a 85%), de tamanho entre 0,5 a 3,5µm e contração de sinterização de 0,3% (MIYASHITA et al.⁴⁰, 2004; CORRER SOBRINHO et al.¹⁴, 2004). Sua técnica de confecção consiste de um processo denominado *slip casting*, no qual o pó cerâmico de finas partículas é misturado a um líquido especial e aplicado em camadas sobre um modelo de revestimento duplicado, que por capilaridade absorve a umidade da suspensão (McLAREN & WHITE³⁷, 1999; MIYASHITA et al.⁴⁰, 2004). Este material é esculpido e parcialmente sinterizado, quando as pontas dos cristais se unem formando uma estrutura cristalina organizada (KELLY et al.³², 1996; MIYASHITA et al.⁴⁰, 2004), porém nesta fase ainda é pouco resistente, apresentando uma estrutura extremamente porosa, com consistência semelhante à de um giz de quadro negro (GIORDANO II et al.²⁰, 1995; CORRER SOBRINHO et al.¹⁴, 2004). Para proporcionar resistência a esta estrutura é realizado um processo de infiltração de vidro de aluminossilicato de lantânio ($\text{LaAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$), com a finalidade de

preencher as porosidades existentes entre as partículas de cristais de óxido de alumínio (SEGHI & SORENSEN⁵², 1995; VITA⁶²⁻³, 2005; MIYASHITA et al.⁴⁰, 2004; CORRER SOBRINHO et al.¹⁴, 2004).

A busca por restaurações mais estéticas também no segmento posterior levou ao desenvolvimento do sistema In-Ceram Zircônia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha), formado pela incorporação de 33% de óxido de zircônio parcialmente estabilizado ao In-Ceram Alumina (VITA⁶³, 2005; CORRER SOBRINHO et al.¹⁴, 2004). Com isso, conferiu-se ao material um dos maiores valores de tenacidade à fratura entre os materiais cerâmicos, com maior resistência à propagação de trincas (SEGHI & SORENSEN⁵², 1995; McLAREN & WHITE³⁷, 1999; MIYASHITA et al.⁴⁰, 2004; CORRER SOBRINHO et al.¹⁴, 2004; VITA⁶³, 2005). Característica relacionada ao mecanismo de mudança de fase apresentado pelos cristais de zircônio, quando o material é submetido a tensões, no qual ocorre a transformação de uma fase cristalina tetragonal para uma fase monoclinica, com um aumento de 3% a 5% em seu volume (GUAZATTO et al.²¹, 2002; VITA⁶³, 2005; GUAZATTO et al.²⁴, 2004). Este processo normalmente acontece nas extremidades das trincas, e as coloca sob uma tensão compressiva, inativando sua progressão e conferindo ao material alta tenacidade à fratura (McLAREM & WHITE³⁷, 1999; GUAZATTO et al.²¹, 2002; MIYASHITA et al.⁴⁰, 2004; GUAZATTO et al.²⁴, 2004; ANUSAVICE³, 2005; STUDART et al.⁵⁷, 2006).

Os sistemas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia são materiais destinados à confecção de infra-estrutura, portanto para finalização da restauração protética faz-se necessária a aplicação de uma cerâmica para recobrimento estético, que reproduz a forma anatômica do elemento dental (GIORDANO II et al.²⁰, 1995). A cerâmica preconizada para este fim, inicialmente foi a Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrick-Alemanha), sendo recentemente substituída pela VITA VM7 (Vita Zahnfabrick-Alemanha), que segundo o fabricante (VITA⁶⁴, 2005) apresenta partículas cerâmicas de estrutura fina (aproximadamente 18µm) e permite a obtenção de um

melhor efeito estético, com menor opacidade, maior translucidez e melhor difusão da luz através dos diferentes *copings* do sistema In-Ceram. Além disso, possui resistência à flexão, aproximadamente, 20% maior do que a Vitadur Alpha e coeficiente de expansão térmico linear mais próximo ao do In-Ceram Alumina e do In-Ceram Zircônia, que de acordo com o fabricante, proporciona uma união segura entre a cerâmica de infra-estrutura e o recobrimento estético (VITA⁶⁴, 2005; MIYASHITA et al.⁴⁰, 2004).

A resistência e a tenacidade à fratura oferecidas pelos sistemas In-Ceram de infra-estrutura podem ser limitadas pela presença da cerâmica de cobertura, pois como esta apresenta menor resistência, é o ponto de maior fragilidade do conjunto (WHITE et al.⁶⁶, 1994; THOMPSON et al.⁶⁰, 1994; CHONG et al.¹², 2002; DIAS¹⁶, 2002; GUAZZATO et al.²², 2004; WHITE et al.⁶⁹, 2005; ABOUSHELID et al.¹, 2006).

Alguns estudos clínicos (SCOTTI et al.⁵⁰, 1995; PRÖBSTER⁴⁷, 1996; HASELTON et al.²⁵, 2000; SEGAL⁵¹, 2001) evidenciaram a presença de fraturas em sistemas totalmente cerâmicos, em torno de 0 a 5%, durante um período de avaliação médio de dois a cinco anos. No entanto, são poucos os estudos sobre o comportamento da interface cerâmica de infra-estrutura e de recobrimento estético e o curto espaço de tempo de avaliação clínica destes sistemas cerâmicos implica na necessidade de outros estudos e uma observação contínua para determinar sua longevidade (SUÁREZ et al.⁵⁹, 2004).

Com o propósito de avaliar o comportamento mecânico dos materiais restauradores dentais durante um determinado período de tempo, que simulasse condições bucais, alguns autores (MORENA et al.⁴¹, 1986; OHYAMA et al.⁴³, 1999; DIAS et al.¹⁷, 2002) realizaram testes de ciclagem mecânica, com o propósito de avaliar *in vitro* a susceptibilidade das cerâmicas aos esforços cíclicos. Alguns trabalhos (YOSHINARI & DÉRAND⁷⁰, 1994; STRUB & BESCHNIDT⁵⁶, 1998) mostraram que a concentração de tensões repetidas na superfície entre a

infra-estrutura e o recobrimento cerâmico pode afetar a durabilidade das coroas totalmente cerâmicas, reduzindo sua resistência e induzindo à fratura.

A fadiga é desenvolvida a partir de micro-trincas em áreas de concentração de tensões com cargas repetitivas, em regiões que possam apresentar deficiências inerentes à estrutura do material (WHITE et al.⁶⁷, 1995; JUNG et al.³⁰, 2000). A propagação destas micro-trincas promove o enfraquecimento da estrutura, podendo ocasionar fratura quando os ciclos de cargas exercidos excedem a capacidade de resistência do material (YOSHINARI & DÉRAND⁷⁰, 1994; WHITE et al.⁶⁸, 1997; STRUB & BESCHNIDT⁵⁶, 1998; STUDART et al.⁵⁷, 2006).

Estudos avaliando a resistência à fratura de restaurações metalocerâmicas e ceramo-cerâmicas mostraram que restaurações em In-Ceram Alumina apresentaram valores de resistência à fratura semelhantes aos encontrados para próteses metalocerâmicas (CASTELLANI et al.¹⁰, 1994; STRUB & BESCHNIDT⁵⁶, 1998; AL-DOHAN et al.², 2004). Porém com comportamento diferente, uma vez que as próteses ceramo-cerâmicas podem apresentar tanto a fratura completa, como a fratura somente da cerâmica de recobrimento estético, ao passo que nas metalocerâmicas ocorre apenas a fratura da cerâmica de cobertura, permanecendo intacta a infra-estrutura metálica (CASTELLANI et al.¹⁰, 1994; YOSHINARI & DÉRAND⁷⁰, 1994). No entanto, a literatura é escassa em estudos clínicos bem controlados, comparando o comportamento de coroas metalocerâmicas e totalmente cerâmicas, permanecendo ainda dúvidas ao clínico quanto à indicação deste tipo de tratamento em detrimento às restaurações metalocerâmicas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Malhotra & Maickell³⁶ (1980) avaliaram a resistência ao cisalhamento de restaurações metalocerâmicas. Os corpos-de-prova, obtidos a partir de uma cerâmica (Ceramco) e uma liga áurica (Ceramco Gold), foram submetidos ao teste de resistência à fratura e apresentaram valores entre 9.700psi a 12.000psi (66,8 – 82,7MPa). Após a ruptura, a microestrutura das superfícies de fratura foi observada por meio de raios X, revelando-se os mecanismos de formação adesiva. Verificaram que a migração de elementos como In, Sn e Fe para superfície do metal forma uma camada de óxido, que induz aderência com a porcelana, levando a acreditar que houve adesividade química associada à retenção, o que segundo os autores evidenciou um comportamento satisfatório das restaurações metalocerâmicas.

Drummond et al.¹⁸ (1984) avaliaram a influência do armazenamento em água destilada, na resistência de união ao cisalhamento do sistema metal-opaco-porcelana, utilizando como infraestrutura liga nobre e não nobre. Para isso, confeccionaram amostras em forma de disco, as quais foram divididas em três grupos: a) controle, sem armazenamento; b) armazenamento em água destilada a 37°C por quatro meses; c) armazenamento em água destilada a 37°C por 12 meses. A seguir foram submetidos ao teste de cisalhamento. O sistema porcelana/metal nobre apresentou maior resistência de união do que o sistema porcelana/ metal não nobre, sendo que o armazenamento não afetou nenhuma das duas condições. A superfície de fratura foi analisada por meio de MEV, sendo verificada ocorrência de fratura na interface opaco-metal no sistema porcelana/ metal não nobre, enquanto que para o sistema porcelana/metal nobre a fratura seu deu na interface opaco-porcelana e na porcelana.

Quinones et al.⁴⁸ (1985) estudaram a resistência de união entre cinco ligas não nobres (Rexillum III, Pentillum, Co-Span, Bak-On-NP, Unibond) e quatro porcelanas (Biobond, Vita VMK, Ceramco, Will-Ceram). Para obtenção dos corpos-de-prova, foram confeccionados quarenta discos com cada liga estudada, os quais foram divididos em quatro grupos de acordo com a porcelana de recobrimento estético. A seguir, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de cisalhamento. No exame das superfícies de fratura observou-se a distribuição dos tipos de falha da seguinte forma: 43% na camada de óxido de metal; 22% na união metal-óxido metálico; 23% na porcelana; e 8% na união porcelana-óxido metálico. Os valores de resistência de união entre metal-porcelana foram similares entre os materiais estudados, exceto para a cerâmica Biobond que apresentou valores menores.

Morena et al.⁴¹ (1986) realizaram um estudo comparativo da resistência à flexão de três cerâmicas dentais, no qual utilizaram um método de fadiga dinâmico para obter parâmetros de propagação de falhas sub-críticas. Amostras em forma de disco, nas dimensões de 12,5mm de diâmetro e 1mm de espessura, foram confeccionadas a partir das porcelanas: feldspática (Ceramco), alumina (Vitadur N) e policristalina de pequena granulação (Cerestone). O experimento foi conduzido à temperatura de 37°C em água destilada, porém para porcelana feldspática também foi realizado em saliva artificial. Verificaram que a porcelana feldspática apresentou o menor valor, enquanto que a porcelana policristalina apresentou maiores valores de resistência. Além disso, observou-se que houve uma redução na resistência de materiais cerâmicos em meio aquoso, porém, não houve diferença entre as amostras armazenadas em água destilada e saliva artificial.

Seghi et al.⁵³ (1990) avaliaram a resistência à flexão relativa de dez porcelanas dentais, sendo quatro porcelanas feldspáticas convencionais de baixa fusão (Excelco; Ceramco II; Vitadur-N dentin; Vita VMK 68); duas reforçadas por alumina (Vitadur-N; HiCeram); duas cerâmicas vítreas à

base de sílica (Dicor; Optec HSP); uma à base de sílica reforçada por fibras de zircônia (Mirage) e uma porcelana com cristalização controlada (Cerinate) . Corpos-de-prova retangulares foram confeccionados, a partir de moldes de silicone, nas dimensões de 20mm x 6mm x 1mm, os quais foram submetidos ao teste de flexão de três pontos. Os resultados indicaram diferenças significantes de resistência à fratura entre os materiais estudados. As cerâmicas reforçadas por alumina apresentaram os maiores valores de resistência e, segundo os autores, sua natureza opaca impede sua utilização como material restaurador em trabalhos de fina espessura.

Smith et al.⁵⁴ (1992) realizaram um estudo comparativo do comportamento mecânico da interface metal-porcelana e ceramocerâmica. Para isso, foram confeccionadas 48 coroas em forma de incisivo central, divididas em quatro grupos: dois grupos de In-Ceram Alumina: um com desenho do *coping* normal e outro com extensão lingual em torno de 2mm da crista incisal; dois grupos de metal-porcelana (Ni-Cr-Be e Vita VMK-68): um com camada de óxido normal e outro com camada de óxido acentuada. As coroas foram submetidas ao ensaio de compressão e as superfícies fraturadas foram analisadas por meio de MEV. Para os grupos metal-porcelana as falhas originaram-se na interface metal-opaco provenientes da camada de óxido. As cargas de fratura foram menores para o In-Ceram Alumina do que para o grupo metal-porcelana. As coroas em In-ceram Alumina falharam pelo deslocamento do recobrimento estético ou pela falha no *coping* combinada ao deslocamento. Para ambos os grupos as falhas pareceram envolver o estresse ao cisalhamento na interface *coping*-recobrimento. Concluíram que os resultados clínicos podem estar relacionados ao desenho do *coping*.

Pröbster et al.⁴⁶ (1993) acompanharam o desempenho clínico de 76 restaurações em In-Ceram Alumina, sendo 61 coroas unitárias e 15 próteses fixas, durante 35 meses. Para isso, foram selecionados 21

pacientes, 11 do sexo feminino e 10 do sexo masculino, com média de idade de 36,3 anos. No decorrer do período de observação nenhuma coroa unitária apresentou fratura, Uma prótese fixa de cinco elementos fraturou e outra foi removida por complicações periodontais no dente suporte. Assim, coroas totais em In-Ceram Alumina parecem ser adequadas para dentes anteriores e posteriores, porém deve haver maior acompanhamento clínico para indicar este material na confecção próteses fixas.

Castellani et al.¹⁰ (1994), em seu estudo, avaliaram a resistência à fratura de três tipos de coroas totalmente cerâmicas, comparando-as com coroas metalocerâmicas. As infra-estruturas foram confeccionadas com os seguintes materiais: cerâmica de vidro fundida (Dicor, Dentsply); porcelana à base de alumina (Hi-Ceram, Vita Zahnfabrik); cerâmica à base de alumina infiltrada por vidro (In-Ceram Alumina, Vita Zahnfabrik) e liga de ouro-paládio (V Delta, Metaux-Precieux SA). Para as coroas metalocerâmicas o recobrimento estético utilizado foi a porcelana Vita VMK 68 (Vita Zahnfabrik) e para as coroas totalmente cerâmicas foi utilizada como cobertura a Vitadur N (Vita Zahnfabrik). Os espécimes foram submetidos à fratura em uma máquina de ensaio universal Instron. As coroas metalocerâmicas ($17,048 \pm 3,801$ kg) apresentaram maior resistência à fratura do que as coroas de Hi-Ceram ($8,445 \pm 0,746$ kg) e Dicor ($5,155 \pm 0,518$ kg), porém não houve diferença significativa entre estas e o In-Ceram Alumina ($22,37 \pm 5,62$ kg). As coroas totalmente cerâmicas apresentaram fratura completa independente dos valores de resistência. Já as metalocerâmicas exibiram múltiplas fendas na porcelana e nas partículas cerâmicas que permaneceram aderidas ao metal. Dentre os sistemas totalmente cerâmicos, a maior média de resistência à fratura foi observada para o In-Ceram Alumina.

Thompson et al.⁶⁰ (1994) tiveram como objetivo em seu estudo estabelecer um protocolo de recuperação e análise fractográfica de restaurações fraturadas; e comparar as características da superfície de

fratura de restaurações cerâmicas que falharam clinicamente, com os espécimes confeccionados em laboratório com os mesmos materiais. Foram avaliadas duas cerâmicas dentais: Dicor (Dentsply) e Cerestone (Ceramco). Dez coroas Dicor e doze coroas Cerestone que fraturaram, entre seis e 48 meses, foram recuperadas e analisadas, por meio de microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura. Após, 12 discos (16mm diâmetro x 2mm de espessura) de cada material foram produzidos e submetidos à fratura, pelo teste de flexão bi-axial para verificação das semelhanças e/ ou diferenças entre as características fractográficas de coroas fraturadas clinicamente e os discos. Nas coroas Dicor, as falhas ocorreram ao longo da superfície interna e, nas coroas Cerestone, o início das falhas ocorreu na interface infra-estrutura/recobrimento ou no interior da infra-estrutura. O tamanho da fenda nas coroas Dicor variou entre 127 e 272µm e, nas coroas Cerestone foi aproximadamente 110µm. A carga de fratura para os discos variou entre 65 e 94MPa para o Dicor e de 15 a 68MPa para o Cerestone. Os autores notaram que as fraturas das cerâmicas dentais parecem ser controladas pela localização e tamanho das falhas subcríticas e não pela espessura do espécime. Tendo a espessura um papel secundário na inicialização da fratura, exceto para condições onde defeitos críticos estão localizados em regiões de espessura reduzida.

White et al.⁶⁶ (1994) testaram dois sistemas cerâmicos: cerâmica prensável/ porcelana feldspática (Dicor MGC/Vitadur N) e cerâmica reforçada por alumina / porcelana feldspática (In-Ceram / Vitadur N), com o objetivo de determinar o módulo de ruptura entre cerâmica de infra-estrutura e de recobrimento. Para isso, confeccionaram dez amostras por grupo, de forma retangular, nas dimensões de 20mm x 5mm x 1mm, as quais foram submetidas ao teste de flexão de três pontos. Os autores encontraram maior módulo de ruptura para a combinação In-Ceram / Vitadur N ($6,6 \pm 1,5$ MPa). Também verificaram que o módulo de ruptura é maior para uma porcelana de infra-estrutura isoladamente do que quando

combinada com uma porcelana de cobertura. Concluíram que próteses confeccionadas com infra-estrutura resistente recoberta com porcelana feldspática podem ser susceptíveis à falha quando a porcelana feldspática é submetida à tração.

Yoshinari & Dérand⁷⁰ (1994) avaliaram a resistência à fratura de quatro sistemas totalmente cerâmicos: Vitadur N, In-Ceram Alumina, Dicor e IPS Empress, sob ciclagem mecânica. Na cerâmica alumínica convencional (Vitadur-N), também foi avaliada a influência do agente de cimentação. Doze dentes bovinos receberam preparo para coroa total, os quais foram moldados com um silicone de adição e a partir destes moldes foram obtidos modelos em resina epóxi e em gesso. Os dentes preparados e os modelos em resina epóxi foram utilizados para cimentação das coroas, enquanto que os modelos de gesso serviram como modelos de trabalho para confecção das coroas. Foram obtidas coroas cilíndricas com 8,8mm de diâmetro e 7,9mm de altura, as quais foram cimentadas nos dentes preparados e nos modelos de resina epóxi. A seguir, foram submetidas à ciclagem mecânica, com inclinação de 10°, 10000 ciclos e carga de 30N a 300N, em ambiente aquoso. Observaram que a ciclagem mecânica diminuiu significativamente a resistência à fratura de coroas confeccionadas em Vitadur, quando comparado ao grupo controle. A média de tensão de fratura das coroas cerâmicas cimentadas com fosfato de zinco, após ciclagem mecânica nos materiais citados foram: 770N, 1060N, 840N, 891N, respectivamente. Além disso, observaram que as coroas In-Ceram Alumina apresentaram dois modos de falha: fratura completa (1276N) e fratura com a infra-estrutura remanescente intacta (808N).

Giordano et al.²⁰ (1995) caracterizaram a resistência dos componentes do sistema In-Ceram, analisando a resistência à flexão da estrutura de alumina sinterizada e não infiltrada; do vidro para infiltração e da matriz de alumina infiltrada por vidro. Também compararam a resistência à flexão deste sistema com uma cerâmica feldspática

convencional (VMK 68 – Vita Zahnfabrik) e uma cerâmica injetável (Dicor – Dentsply). Foram confeccionadas 15 barras para cada grupo estudado nas dimensões de 3mm x 3mm x 30mm, as quais foram submetidas ao teste de flexão de quatro pontos. Os valores de resistência à flexão encontrados foram: $18,39 \pm 5,00\text{MPa}$ para a estrutura de alumina sinterizada e não infiltrada; $76,53 \pm 15,23\text{MPa}$ para o vidro de infiltração; $236,15 \pm 21,94\text{MPa}$ para a matriz de alumina infiltrada por vidro; $69,74 \pm 5,47\text{MPa}$ para a porcelana feldspática e $71,48 \pm 7,17\text{MPa}$ para a porcelana injetável.

Scotti et al.⁵⁰ (1995) realizaram um estudo clínico em 45 pacientes, sendo 31 do sexo feminino e 14 do sexo masculino, com média de idade de 44,2 anos. Foram preparados 63 dentes, utilizando término em chanfro largo para 53 dentes, em ângulo de 50° para sete dentes e em ombro para três dentes. A seguir, foram confeccionadas coroas com infra-estrutura em In-Ceram Alumina e recobrimento estético em Vitadur N, as quais foram cimentadas com ionômero de vidro. Os pacientes retornaram a cada três meses nos primeiros nove meses e duas vezes por ano no período restante do estudo (24 a 44 meses). Durante a avaliação foram examinadas: a presença de trincas; fraturas na cerâmica de recobrimento; com e sem exposição de infra-estrutura; fratura com exposição do dente preparado; abrasão oclusal e sensibilidade ao calor. Os resultados, durante o tempo de avaliação médio de 37,6 meses foram os seguintes: fratura de uma coroa expondo a infra-estrutura e ocorrência de faceta de desgaste em 62,2% das coroas, indicando atividade parafuncional cêntrica e excêntrica. Os autores concluíram que os preparos utilizados foram adequados, que a porcentagem de pacientes com parafunção não afetou no sucesso, sendo observada fratura em 1,6% das amostras.

Seghi & Sorensen⁵² (1995) compararam a resistência à flexão de seis cerâmicas dentais com componentes de reforço: Mark II; IPS Empress; Dicor; In-Ceram Alumina; In-Ceram Spinell e In-Ceram Zircônia. Uma cerâmica feldspática convencional (VMK 68) e uma cerâmica vítrea

(Soda-lime glass) foram utilizadas como controle. Os corpos-de-prova obtidos para cada cerâmica estudada, nas dimensões de 20mm x 1mm x 5mm, foram submetidos ao teste de flexão de três pontos. Os valores encontrados para a resistência à flexão ou módulo de ruptura foram os seguintes: 70,78±6,91MPa (VMK 68); 92,24±13,04MPa (Soda-lime glass); 121,67±13,30MPa (Mark II); 127,44±17,55MPa (IPS Empress); 228,88±11,30MPa (Dicor); 446,42±63,97MPa (In-Ceram Alumina); 377,62±64,80MPa (In-Ceram Spinell) e 603,70±66,86MPa (In-Ceram Zircônia). Os autores observaram que o In-Ceram Zircônia apresentou maior módulo de ruptura e que todos os materiais comparados apresentaram módulo maior do que a porcelana feldspática. Além disso, a análise da superfície de fratura, por meio da microscopia eletrônica de varredura, indicou que a deflexão de trincas pareceu ser o principal mecanismo de fortalecimento em materiais altamente cristalinos.

Twiggs et al.⁶¹ (1995) avaliaram parâmetros de fadiga em uma porcelana modelo, utilizando método de fadiga cíclica para compará-la aos valores de fadiga dinâmica relatados previamente. Foram confeccionados 130 discos de porcelana nas dimensões de 1mm de espessura por 12mm de diâmetro. Os discos de porcelana foram divididos em três grupos (40, 40, 50) e submetidos ao teste de flexão biaxial cíclica, imersos em água a 37°C, a uma frequência de 4 Hz, com carga máxima de 43, 47 e 51MPa, respectivamente. Constataram que não há diferença significativa entre os parâmetros dos dados de fadiga cíclica e dinâmica. E que, a diminuição da resistência das amostras, que foram submetidas à ciclagem, indicou propagação lenta de trincas sob cargas cíclicas e aparente aumento no tamanho da falha dominante, quando comparado com amostras sem tratamento.

White et al.⁶⁷ (1995) estudaram a resposta de uma cerâmica dental à aplicação de ciclagem mecânica para indução de fadiga, incidindo forças de baixa intensidade e elevando o número de ciclos. Dessa forma, tiveram como objetivo, determinar qual a pressão de edentação crítica

necessária para iniciar uma trinca. E, como segunda hipótese, a propagação de trincas pode ser iniciada por uma pressão crítica, muito menor do que a pressão necessária para ocorrência de fratura. Para isso foram obtidos 46 discos em porcelana feldspática (30mm diâmetro x 4mm de espessura) para análise da inicialização de trincas e sessenta discos menores (18mm diâmetro x 1,8mm de espessura) utilizados para estudo da perda de resistência. Para determinar a inicialização de trincas realizaram teste com pressão subcrítica e supracrítica (0,35 e 1,02 GPa, respectivamente), com 100 ciclos de carga, frequência de 0,4Hz. Também foram testados em diferentes números de ciclos (0, 1, 10, 100, 1000, 10000), com pressão 1,02 GPa e frequência de 0,4 Hz. Observaram que a porcelana feldspática foi susceptível à fadiga por ciclagem mecânica e que o dano causado por ciclagem mecânica é cumulativo. Concluíram, também, que uma pressão de baixa intensidade pode causar trinca imediata e irreversibilidade estrutural.

Kamposiora et al.³¹ (1996) avaliaram, através da análise de elementos finitos, a capacidade de uma prótese parcial fixa de três elementos, confeccionada em In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik), resistir a cargas oclusais normais. E, além disso, comparar os níveis de estresse deste material a restaurações semelhantes confeccionadas em cerâmica Dicor (Dentysply) e ouro tipo III. Para cada material estudado, os níveis de estresse foram avaliados em função da altura ocluso-gengival do conector (3mm e 4mm). Foram construídos seis modelos para simular as condições experimentais, com três materiais para confecção de prótese parcial fixa e as duas alturas de conector (3mm e 4mm). Observaram distribuição das tensões concentradas na região dos conectores, quando uma carga de 10MPa foi aplicada no centro da prótese nos modelos computadorizados. Sendo que as tensões geradas para os conectores de 4mm foram de 40 a 50% menores em relação aos conectores de 3mm, não havendo diferenças no padrão de tensões entre pré-molares e molares. Dentre os materiais analisados, o In-Ceram Alumina foi o que

apresentou menor tensão interna e, segundo os autores, parece ser a melhor escolha para confecção de próteses fixas posteriores, baseados na estimativa dos limites de falha flexural e na análise das tensões pelo método de elementos finitos.

Pröbster⁴⁷ (1996) avaliou 95 coroas totais confeccionadas em In-Ceram Alumina, em um estudo clínico de quatro anos, no qual participaram 18 pacientes, sendo 14 do sexo feminino e quatro do sexo masculino, com média de idade de 36,3 anos. Foram confeccionados preparos dentais com ângulos arredondados e término em ombro arredondado. As coroas com infra-estrutura em In-Ceram Alumina foram recobertas pela cerâmica Vitadur N e cimentadas com cimento de fosfato de zinco ou de ionômero de vidro. As restaurações foram examinadas ao menos uma vez por ano, durante 56 meses, de acordo com os seguintes critérios: presença de fendas visíveis; fratura da infra-estrutura com exposição do dente preparado; formação de fenda marginal; presença de cáries; desgaste oclusal e abrasão. No decorrer do estudo pode-se observar que uma coroa apresentou fratura do recobrimento estético, permanecendo intacta a cerâmica de infra-estrutura e que quatro dentes apresentaram cárie recorrente. O autor considera as coroas de In-Ceram Alumina clinicamente aceitáveis para a região anterior e posterior, desde que tenham redução da estrutura dental de 1-1,5mm na parede axial e 1,5-2mm na oclusal.

Wagner & Chu⁶⁵ (1996) testaram três materiais de infra-estrutura cerâmicos, a partir das técnicas de flexão biaxial e endentação. Para isso, foram obtidas dez amostras, em forma de disco (2mm x 16mm), para cada uma das seguintes cerâmicas: IPS Empress, In-Ceram Alumina e Procera AllCeram. Os resultados revelaram diferenças estatisticamente significantes na resistência à flexão para os três materiais. As médias de resistência à flexão encontradas foram as seguintes: 678MPa Procera AllCeram, In-Ceram Alumina 352MPa e Empress 134MPa. Não houve diferença estatisticamente significativa quanto à tenacidade à fratura das

cerâmicas Procera ($4,48\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) e In-Ceram Alumina ($4,49\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$), entretanto, ambas cerâmicas obtiveram uma tenacidade à fratura maior do que a cerâmica Empress ($1,74\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$). Todas as cerâmicas de infra-estrutura apresentaram valores mais altos de resistência à flexão e tenacidade à fratura em relação às porcelanas feldspáticas usadas para coroas ocas de porcelana.

White et al.⁶⁸ (1997) analisaram a interação da fadiga mecânica cíclica e fadiga química estática e sua influência na resistência à flexão de uma porcelana feldspática. Os espécimes foram confeccionados em ambiente seco, submetidos à ciclagem mecânica com diferentes números de ciclos (1 , 10 , 10^2 , 10^3 , 10^4 e 10^5). Após, foram testados em três ambientes: nitrogênio seco; natural e úmido. Concluíram que o aumento no número de impactos recebidos sobre as estruturas cerâmicas promove redução na resistência à flexão biaxial das mesmas. Também notaram que a fadiga mecânica é, provavelmente, gerada por diversos mecanismos relacionados às propriedades do material, como micro-estrutura, comprimento da trinca, dureza e intensidade da força aplicada. Porém, apesar das fadigas química e mecânica reduzirem significativamente a resistência à flexão, não possuem interação, agindo independentemente.

Correr Sobrinho et al.¹³ (1998) avaliaram o efeito da ciclagem mecânica, em meio úmido ou seco, na resistência à compressão de três sistemas cerâmicos: In-Ceram (Vita Zahnfabrik), IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) e Optimal Pressable (Opc, Jeneric Pentron). Foram confeccionados 26 coroas para cada sistema cerâmico, nas dimensões de 8,0mm de diâmetro por 8,5mm de altura, as quais foram cimentadas com fosfato de zinco a troquéis de latão. Após, foram divididas em três grupos: no grupo 1, dez amostras foram submetidas ao teste de compressão sem receber ciclagem mecânica; os grupos 2 e 3, com oito amostras cada, foram submetidos à ciclagem mecânica em meio seco e úmido, respectivamente, com 10000 ciclos, força de 20N e 300N, a uma

freqüência de 1Hz. Os autores verificaram que o In-Ceram Alumina apresentou resistência à fratura superior ao IPS Empress. A resistência das coroas do sistema In-Ceram diminuiu significativamente após a ciclagem mecânica, tanto em ambiente seco, quanto em úmido.

Sorensen et al.⁵⁵ (1998) realizaram um estudo clínico no qual observaram o comportamento clínico de 61 próteses parciais fixas de três elementos confeccionadas em In-Ceram Alumina, para a região anterior e posterior, cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os dentes pilares receberam preparo para coroa total com término cervical em ombro arredondado. Foi realizado controle anual durante três anos, durante este período sete próteses fraturaram na região de conector, sendo que 11% das falhas foram na região de pré-molar e 24% na região de molar. Observaram que 70% das falhas tiveram origem em defeitos localizados na interface cerâmica de infra-estrutura e de recobrimento estético na região de conector. Baseados nos resultados clínicos, os autores indicam prótese de três elementos em In-Ceram Alumina para região anterior, porém os resultados não suportam sua indicação para região posterior.

Strub & Beschmidt⁵⁶ (1998) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura de cinco sistemas totalmente cerâmicos: In-Ceram Alumina; Empress na técnica de pintura; Empress na técnica de estratificação; sistema feldspático Celay e sistema Celay In-Ceram Alumina. Sessenta incisivos superiores humanos extraídos receberam preparo para coroa total, com término cervical em ombro arredondado. Os dentes preparados foram divididos em seis grupos, de acordo com o material utilizado para confecção das próteses unitárias. Para um dos grupos, foram confeccionadas coroas metalocerâmicas, funcionando como grupo controle. Metade das amostras de cada grupo recebeu ciclagem térmica (3000 ciclos e temperatura 5°C/55°C) e mecânica (1,2 x 10⁶ ciclos, freqüência de 1,7Hz e carga de 49N). Após, todos os espécimes foram submetidos à fratura, aplicando-se uma carga no bordo

incisal das coroas, com 30° de inclinação. Verificou-se que as ciclagens térmica e mecânica reduziram significativamente a resistência à fratura dos sistemas cerâmicos testados. Porém, não houve diferença significativa entre a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas e de coroas totalmente cerâmicas. Para os autores, as coroas livres de metal podem ser utilizadas para restaurações de dentes anteriores, contudo, faz-se necessária uma maior avaliação clínica antes de introduzi-las como rotina.

Zeng et al.⁷² (1998) avaliaram resistência à flexão de cerâmicas de infra-estrutura combinadas com as respectivas cerâmicas de recobrimento estético. Foram obtidas amostras em forma de disco, nas dimensões aproximadas de 16mm x 2mm, para os seguintes materiais: duas cerâmicas de infra-estrutura (Procera AllCeram; In-Ceram Alumina); três cerâmicas de recobrimento estético (Procera Porcelain AllCeram; Vitadur-N; Vitadur Alpha) e combinações entre cerâmicas de infra-estrutura e de recobrimento estético. Estas foram submetidas ao teste de flexão biaxial, em uma máquina de ensaio universal Instron. O estresse de falha da porcelana aluminizada densamente sinterizada é significativamente maior do que da alumina pré-sinterizada infiltrada por vidro, sob as mesmas condições. Os resultados mostraram que sistema Procera AllCeram combinado com a cerâmica de recobrimento estético Procera Porcelain AllCeram possui interessantes aplicações.

McLaren & White³⁷ (1999) discutem as propriedades físicas e considerações clínicas para utilização de cerâmicas à base de alumina e de zircônia em restaurações unitárias, próteses fixas e pilares de implante personalizáveis. O In-Ceram zircônia apresenta melhores propriedades físicas devido ao processo de transformação de fase, que minimiza a propagação de trincas. Existe uma zircônia parcialmente estabilizada em uma configuração cristalina tetragonal, que se transforma em uma configuração de cristal diferente (monoclínica), quando uma energia externa é aplicada a zircônia. Na forma monoclínica os cristais são de 3 a

5% mais largos do que na forma tetragonal. A transformação de fase tem o potencial de restituir falhas microscópicas por meio de seu selamento pelo aumento do volume dos cristais monoclônicos. Por estes fatores o In-Ceram zircônia pode ser indicado para próteses fixas posteriores com três elementos.

Ohyama et al.⁴³ (1999) investigaram os efeitos da indução de fadiga por ciclagem mecânica, em sistemas totalmente cerâmicos, por meio de teste de resistência à flexão biaxial. Uma cerâmica aluminizada infiltrada por vidro (In-Ceram, Vident) e uma cerâmica feldspática reforçada por leucita (IPS-Empress, Ivoclar) foram analisadas. Vinte corpos-de-prova, em forma de disco, nas dimensões de 11,75mm de diâmetro x 1,2mm de espessura, foram divididos em dois grupos: polidos e não polidos. Sendo realizado polimento para minimizar defeitos superficiais. No grupo não polido foi produzida uma pré-trinca, com objetivo de iniciar uma possível fratura. A ciclagem mecânica foi realizada com uma carga de 4,9N, frequência de 20Hz e 100000 ciclos, com imersão em água, à 37°C. Verificaram que 20 a 30% das amostras fraturaram durante a ciclagem mecânica, entre 1000 e 100000 ciclos, indicando que a indução de fadiga, por si só, pode causar fratura na cerâmica. Entretanto, a ciclagem mecânica não influenciou nos valores de resistência à flexão biaxial dos grupos testados. As amostras em In-Ceram sem polimento apresentaram menor resistência à flexão do que as amostras polidas. Já a resistência do IPS Empress não foi afetada pela presença de trincas.

Chai et al.¹¹ (2000) compararam a probabilidade de fratura de coroas fabricadas com quatro sistemas totalmente cerâmicos: a) sistema de alumina sinterizada e infiltrada por vidro (In-Ceram), obtido pela técnica de *slip casting*; b) o mesmo sistema, porém com porcelana de infraestrutura usinada (CEREC 2); c) um sistema de cerâmica vítrea reforçada por leucita em alta pressão (IPS Empress); d) sistema de alumina altamente sinterizada (Procera). Um modelo em metal recebeu um

preparo para a coroa total em incisivo central superior. Foram realizadas trinta moldagens e os moldes obtidos utilizados para a confecção das coroas, exceto para o sistema CEREC 2. Cada coroa foi cimentada a um modelo de resina composta semelhante ao modelo padrão. Após a cimentação as coroas foram submetidas ao ensaio de compressão, com angulação de 45°, na superfície palatal até sua fratura. Não foram verificadas diferenças significantes na probabilidade de fratura entre os quatro sistemas estudados. Concluíram que as mesmas propriedades de fratura destes sistemas cerâmicos em incisivos centrais devem ser similares.

Haselton et al.²⁵ (2000) realizaram um estudo clínico com o objetivo de avaliar o comportamento de oitenta coroas totais confeccionadas em In-Ceram Alumina no período de quatro anos. Para isso, foram selecionados 41 pacientes, 16 do sexo masculino e 25 do sexo feminino, com média de idade de 47,3 anos. Os critérios estabelecidos para análise foram: integridade marginal; alteração de cor; presença de cárie; desgaste da coroa e do dente antagonista e presença de fissuras. Os resultados indicaram que 99% das coroas não tiveram alteração de cor; somente 1% exibiu cárie secundária; uma restauração exibiu sinais de desgaste; ocorreu fratura do recobrimento cerâmico na coroa de um pré-molar e fratura completa, envolvendo a infra-estrutura, na coroa de um molar. Portanto, a avaliação clínica das restaurações apresentou media de 95% de sucesso durante o período observado.

Jung et al.³⁰ (2000) avaliaram a resistência à flexão de quatro cerâmicas dentais: porcelana feldspática, cerâmica de vidro micacea (MGC), alumina infiltrada por vidro (In-Ceram Alumina) e zircônia tetragonal policristalina estabilizada por yttria (Y-TZP). A partir destas cerâmicas, foram obtidas barras nas dimensões de 3mm x 4mm x 25mm, polidas e examinadas por meio de microscopia eletrônica de varredura para análise da microestrutura. Após, as amostras receberam ciclagem mecânica em meio aquoso, variando-se de forma pré-estabelecida o

número de ciclos e a quantidade de carga aplicada. A seguir foram submetidos ao teste de resistência à flexão de quatro pontos. Os autores verificaram que quando as amostras foram submetidas a um maior número de ciclos (10^6), todos os materiais mostraram abrupta transição no modo de falha, levando à formação de trincas radiais, as quais, uma vez geradas, degradam rapidamente as propriedades de resistência, sinalizando o tempo de vida do material.

Apholt et al.⁵ (2001) avaliaram a possibilidade de união de barras confeccionadas em 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*, existe o sistema computadorizado Cerec 2 (Siemens). Neste sistema, as infra-estruturas são obtidas por meio do desgaste de blocos cerâmicos pré-fabricados industrialmente (Vitablocks Mark II): Cerec Vitablocks, In-Ceram Alumina ou Zircônia. Entretanto, o sistema Cerec 2 permite a confecção de infra-estruturas de no máximo 17mm de comprimento, impossibilitando, desta forma, sua utilização para confecção de infra-estruturas para próteses fixas de três elementos, as quais possuem, em média, 22 a 24mm de comprimento. Para realização do teste de flexão de três pontos, foram confeccionadas 15 barras para cada grupo, nas dimensões de 13mm x 4mm x 3mm. Foram obtidos cinco grupos controle: (C1) In-Ceram Alumina, pelo desgaste de blocos no equipamento Cerec 2; (C2) In-Ceram Alumina, técnica de *slip casting* em laboratório próprio; (C3) In-Ceram Alumina, técnica de *slip casting* em laboratório da empresa Vita; (C4) In-Ceram Alumina, pelo corte de blocos com auxílio de fio de corte diamantado; (C5) In-Ceram Zirconia, pelo desgaste de blocos no equipamento Cerec 2. Para os grupos testados, foram realizados cortes manuais com discos diamantados nas barras previamente obtidas, formando-se seis grupos: (T1) In-Ceram Alumina, pelo desgaste de blocos no equipamento Cerec 2 e cortados em ângulo de 90°; (T2) In-Ceram Alumina, técnica de *slip casting* e cortados em ângulo de 90°; (T3) In-Ceram Alumina usinados e

cortados em ângulo de 45°/4mm; (T4) In-Ceram Alumina usinados e cortados em ângulo de 45°/3mm; (T5) In-Ceram Alumina usinados e com corte arredondado; (T6) In-Ceram Zircônia usinados e com corte arredondado. Todas as barras foram fixadas com auxílio de uma morsa e mantendo a distância de 0,5mm; as superfícies a serem unidas foram umedecidas com água destilada e a união realizada através do material *slip* correspondente, aplicado com auxílio de um pincel fino. Os corpos-de-prova foram sinterizados e, posteriormente, infiltrados por vidro fundido. Os resultados obtidos mostraram que a forma arredondada apresentou os maiores valores de resistência à flexão de $434\pm 65\text{MPa}$ para as barras em In-Ceram Alumina e $475\pm 54\text{MPa}$ para as barras em In-Ceram Zircônia. Para o grupo controle os maiores valores obtidos foram para as barras usinadas $511\pm 59\text{MPa}$ para o In-Ceram Alumina e $624\pm 58\text{MPa}$ para o In-Ceram Zircônia. Não foram observadas diferenças significantes entre os In-Ceram Zircônia usinados e unidos $475\pm 54\text{MPa}$; In-Ceram Alumina *slip casting* sem união $498\pm 125\text{MPa}$; e In-Ceram Alumina usinados e sem união $511\pm 59\text{MPa}$. Concluíram que tanto o In-Ceram Alumina *slip casting* como o In-Ceram Zircônia usinado e unido podem ser adequados para confecção de infra-estruturas de próteses parciais fixas.

Segal⁵¹ (2001) avaliaram a durabilidade de 546 coroas totalmente cerâmicas com infra-estrutura confeccionada em In-Ceram Alumina e recobrimento estético em Vitadur Alpha. Foram cimentadas com ionômero de vidro, 32,4% na região anterior e 67,6% na região posterior, sendo examinadas, periodicamente, durante seis anos. Observou-se que cinco das coroas falharam, sendo que duas falhas ocorreram na infra-estrutura e três envolveram somente o recobrimento estético. Para o autor, o estabelecimento de um protocolo cuidadoso no preparo dental e na cimentação da coroa determinou uma taxa de sucesso em torno de 99,1% para ambas as regiões anterior e posterior.

Blatz⁷ (2002) realizou uma revisão de literatura com a finalidade de verificar a longevidade de restaurações totalmente cerâmicas em região

posterior e comparar os dados obtidos com outras opções de tratamento. Para isso, classificou as restaurações em: a) cerâmicas convencionais, aplicadas com pincel sobre troquel refratário; b) cerâmicas fundidas, que utilizam aquecimento para liquefação de uma pastilha cerâmica que é injetada em moldes pela técnica da cera perdida; c) cerâmicas usinadas, sistema CAD/CAM; d) cerâmicas prensadas, assim como as fundidas possuem pastilhas que são aquecidas até a liquefação e são prensadas no interior de moldes; e) cerâmicas infiltradas, possuem infra-estrutura porosa que é preenchida por vidro fundido. O autor concluiu que a seleção do material restaurador e da técnica depende da indicação, extensão da restauração e necessidades do paciente. Além disso, observou que as restaurações parciais cerâmicas possuem resultados de sucesso bem documentados, porém nem todos os sistemas para coroa total podem ser utilizados na região posterior, havendo a necessidade de mais estudos antes de substituir a indicação das coroas metalocerâmicas no seguimento posterior, uma vez que estas apresentam uma longa história de sucesso.

Chong et al.¹² (2002) em seu estudo, compararam a resistência à flexão dos sistemas In-Ceram Alumina e In-Ceram zircônia. Foram obtidas dez barras para cada material com e sem porcelana de cobertura (Vitadur α), nas dimensões de (20mm x 6mm x 1mm), as quais foram submetidas ao teste de flexão de três pontos. O modo de falha foi analisado por meio de MEV. A resistência do sistema In-Ceram zircônia foi significativamente maior do que o In-Ceram Alumina, com e sem a porcelana de cobertura. Os valores de resistência à flexão encontrados foram: 25MPa e 243MPa para In-Ceram alumina com e sem porcelana de cobertura; 51MPa e 421MPa In-Ceram zircônia com e sem porcelana de cobertura, respectivamente. Sendo que o modo de falha predominante para os dois sistemas foi a fratura transgranular das plaquetas de alumina. Concluindo que a influência positiva da zircônia no sistema In-Ceram zircônia

proporciona ao sistema melhor aplicabilidade para confecção de prótese parcial fixa.

Dias¹⁶ (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 determinação dos valores dos parâmetros de propriedades mecânicas foram utilizados os seguintes ensaios: flexão de quatro pontos, cisalhamento (com e sem ciclagem mecânica) e microdureza superficial Vickers. As superfícies de fratura foram analisadas por MEV e EDS. Os resultados mostraram diferença significativa entre o 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 obtidos no ensaio de cisalhamento estático e com ciclagem mecânica para um mesmo sistema. No ensaio sem ciclagem mecânica, verificou-se maior resistência adesiva para o sistema A/C, que foi associado à formação de interface química.

Dias et al.¹⁷ (2002) estudaram a influência da ciclagem mecânica sobre a interface de união entre uma cerâmica de infra-estrutura (Cergogold, Degussa) e uma cerâmica de recobrimento (DuceraGold, Degussa). Para isso, confeccionaram dez corpos-de-prova, nas dimensões de 5mm de altura e 4mm de diâmetro, com uma base de 5mm de diâmetro e 1mm de altura. Metade dos corpos-de-prova foi submetida à ciclagem mecânica, com carga de 5N, frequência de 20Hz, durante 50000 ciclos, enquanto a outra metade serviu como controle. Todos os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de cisalhamento. Os valores médios de resistência de união encontrados foram de 30,83MPa para o grupo controle e 27,46MPa para o grupo com ciclagem mecânica. Como não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, os autores concluíram que a ciclagem mecânica não

influenciou na união entre infra-estrutura cerâmica e recobrimento estético.

Guazzato et al.²¹ (2002) realizaram estudo comparando as propriedades mecânicas dos sistemas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia. Foram obtidos 94 discos e seis barras por meio da técnica de *slip casting*. Os discos foram utilizados para avaliar a resistência à flexão biaxial, módulo de Weibull, dureza e tenacidade à fratura utilizando dois métodos: fratura por endentação e resistência à endentação. Enquanto que as barras foram utilizadas para mensurar o módulo elástico. Foi realizada análise por difração de raios-x, para avaliação das superfícies de fratura. A média de resistência à flexão biaxial encontrada para o In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia foi de 600MPa e 620MPa, respectivamente. A média de tenacidade à fratura foi de 3.2MPa.m^{1/2} para o In-Ceram Alumina e 4.0MPa.m^{1/2} para o In-Ceram Zircônia. A análise por difração dos raios-x revelou uma pequena transformação de fase tetragonal para monoclinica nos espécimes fraturados, suportando a modesta diferença de tenacidade à fratura entre as duas cerâmicas. Não foi verificada diferença na resistência à flexão entre In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia. No entanto, foi observada maior tenacidade à fratura para o sistema In-Ceram Zircônia, quando utilizado ensaio de resistência à endentação.

Miyashita³⁹ (2003) avaliou 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, nas dimensões de 25mm x 4mm x 3mm, os quais foram divididos em dois grupos: Grupo A (In-Ceram Alumina / ICA) e Grupo Z (In-Ceram Zircônia / ICZ). 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 um

dispositivo que manteve o alinhamento entre os dois segmentos cerâmicos, e após novamente levadas ao forno, para realização de novo ciclo de sinterização. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de flexão de três pontos. Os resultados indicaram que não houve diferença significativa entre os grupos ICA controle ($425,6 \pm 73,81 \text{ MPa}$), ICZ controle ($469,11 \pm 66,62 \text{ MPa}$) e ICZ com corte diagonal 45° na região de apoio ($416,39 \pm 54,64 \text{ MPa}$). A microscopia eletrônica de varredura para avaliação morfológica da região de fratura não apresentou diferenças marcantes entre os grupos analisados. Entretanto, foi observado maior número de lacunas entre o material cerâmico de união e a estrutura cerâmica, principalmente no subgrupo com corte na região central e recobrimento total.

Itinocche et al.²⁹ (2004) avaliaram a influência da ciclagem mecânica em dois materiais cerâmicos indicados para a confecção de infra-estruturas de restaurações livres de metal: In-Ceram Zircônia e Procera AllCeram, utilizando método biaxial para determinar a resistência à flexão. Para isso, foram confeccionados vinte corpos-de-prova para cada material estudado, com 15mm de diâmetro para 1,2mm de espessura. Em cada grupo, metade dos corpos-de-prova recebeu ciclagem mecânica (20000 ciclos, carga de 50N e imersão em água destilada a 37° C) e a outra metade não. Após, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de flexão biaxial em uma máquina de ensaio universal Instron. A análise estatística indicou as médias de resistência à flexão sem e com ciclagem mecânica para o Procera AllCeram de 647,16MPa e 630,39MPa; e para o In-Ceram Zircônia 496,45MPa e 457,43MPa, respectivamente. Os resultados indicaram que a ciclagem mecânica não diminuiu a resistência à flexão pelo método biaxial, e que a resistência à flexão do Procera AllCeram foi estatisticamente superior a do In-Ceram Zircônia.

Al-Dohan et al.² (2004) avaliaram a resistência de união de cerâmicas de infra-estrutura e de recobrimento em sistemas totalmente cerâmicos, por meio do teste de cisalhamento. Os sistemas cerâmicos de

infra-estrutura com suas respectivas cerâmicas de recobrimento foram: IPS-Empress 2 com Eris (IE), Procera AllCeram com AllCeram (PA), Procera AllZircon com CZR (PZ) e DC-Zircon com Vita D (DC). Foi utilizada, como grupo controle, uma combinação metalocerâmica (MC), utilizando uma liga de ouro-paládio (Lodestar, Ivoclar) e uma cerâmica feldspática (Noritake, Noritakekizai). Foram confeccionadas, a partir de um modelo mestre, doze amostras cilíndricas de cada material de infra-estrutura, com 10mm de diâmetro e 8mm de altura. Sendo a porcelana de cobertura aplicada com auxílio de uma matriz bi-partida em alumínio, nas dimensões de 2,4mm de diâmetro e 3mm de altura. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de cisalhamento, a uma velocidade de 0,5mm/min até a fratura. As médias ($\pm dp$) de resistência de união ao cisalhamento (MPa) encontradas foram: 30,16 $\pm$ 5,88 (MC); 30,86 $\pm$ 6,47 (IE); 28,03 $\pm$ 5,03 (PZ); 27,90 $\pm$ 4,79 (DC) e 22,40 $\pm$ 2,40 (PA). Os grupos IE, PZ e DC não apresentaram diferença estatisticamente significativa para o grupo MC. A análise microscópica mostrou que não houve falha adesiva entre a cerâmicas de infra-estrutura e de recobrimento estético. Verificaram que o grupo PA apresentou uma resistência de união mais fraca, quando comparada aos outros sistemas. E os grupos IE, PZ e DC possuem resistência de união semelhante ao grupo controle (MC).

Bondioli & Bottino⁸ (2004) avaliaram a resistência de união entre duas cerâmicas dentais e titânio comercialmente puro injetado em revestimento sob três temperaturas diferentes, frente ao teste de cisalhamento. Para isso, utilizaram barras de titânio comercialmente puro, com ponto de fusão de 1668°C e revestimento para fundição nas temperaturas de 430°C, 700°C e 900°C. Foram usinadas sessenta amostras cilíndricas, nas dimensões de 4 x 4mm e uma base de 5 x 1mm, as quais foram jateadas com partículas de óxido de alumínio (100 μ m), previamente à aplicação da porcelana. Foram utilizadas duas porcelanas específicas para titânio (Triceram/Triline ti e Vita Titankeramik) com temperaturas de queima ultra-baixas. Para cada condição experimental

foram obtidos dez corpos-de-prova. O ensaio de cisalhamento foi realizado em uma máquina de ensaio universal, com célula de carga de 500kgf e velocidade de 0,5mm/min. Os corpos-de-prova foram carregados até completa fratura. As superfícies de fratura foram analisadas por meio de MEV e EDS. Os resultados obtidos em MPa mostraram diferenças significantes no efeito interação metal/porcelana. Porém não foram encontradas diferenças significantes entre as duas porcelanas. A única diferença significativa encontrada foi para a porcelana Triceram a 430°C e a 900°C. Concluíram que a porcelana Triceram apresentou diminuição na resistência de união com o aumento da temperatura do revestimento. A maior resistência de união encontrada foi para a porcelana Vita Titankeramik com revestimento à temperatura de 700°C.

Guazzato et al.²² (2004) compararam a resistência à flexão biaxial de duas cerâmicas de infra-estrutura (In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia) recobertas por uma cerâmica de recobrimento estético (Vita Alpha). Foram confeccionados 140 discos, sendo vinte para cada material separadamente e quarenta para In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia combinados com Vita Alpha, os quais foram submetidos ao ensaio de flexão biaxial. Foi utilizada análise de elemento finito para estimar a tensão máxima até a fratura. Também foi realizado MEV para identificar o início da trinca e caracterizar o modo de fratura. Todos os espécimes bilaminados que foram posicionados com a cerâmica de infra-estrutura voltada para baixo durante o teste, apresentaram maior resistência e confiabilidade do que os espécimes posicionados com a cerâmica de cobertura voltada para baixo. Além disso, o In-Ceram Zircônia mostrou-se mais resistente do que o In-Ceram Alumina. Concluíram que o material que se submeteu à tensão definiu a resistência, confiabilidade e modo de falha dos espécimes. A contribuição da resistência e tenacidade à fratura dos materiais de infra-estrutura cerâmicos na performance de restaurações totalmente cerâmicas pode ser limitada pela cerâmica de

recobrimento estético menos resistente, se o desenho da restauração não levar em consideração a distribuição de tensões.

Guazzato et al.²³ (2004) tiveram como objetivo comparar a resistência à flexão, tenacidade à fratura e a microestrutura de sistemas totalmente cerâmicos. Analisaram três cerâmicas vítreas prensadas (IPS-Empress, Empress 2 e uma cerâmica experimental à base de dissilicato de lítio) e uma cerâmica aluminizada infiltrada por vidro (In-Ceram Alumina) processada pelas técnicas de *slip casting* e prensagem a seco. A resistência à tensão foi avaliada em dez barras (20mm x 4mm x 1,2mm) de cada cerâmica, por meio do ensaio de flexão de três pontos. Enquanto que a tenacidade à fratura foi mensurada a partir de vinte amostras, em forma de barras (20mm x 4mm x 2mm), utilizando a técnica de endentação. Os dados de resistência à flexão e tenacidade à fratura foram submetidos à análise estatística (ANOVA e teste de Sheffé) e a fração de volume de cada fase, dimensão e forma dos grãos, porosidades e padrão de fratura foram analisados por meio de MEV. As médias e desvios padrão de resistência (MPa) e tenacidade à fratura (MPa.m^{1/2}) encontrados foram os seguintes: IPS-Empress 106(17)¹, 1,2(0,14)¹; Empress 2 306(29)², 2,9(0,51)²; cerâmica experimental 303(49)², 3,0(0,65)²; In-Ceram Alumina prensada a seco 440(50)², 3,6(0,26)²; In-Ceram Alumina *slip casting* 594(52)³, 4,4(0,48)³. Mesmo número sobrescrito representa valores com ausência de diferença estatisticamente significativa. A microscopia revelou uma relação entre a matriz vítrea e a fase cristalina. Além disso, as características da matriz vítrea foram correlacionadas aos mecanismos de resistência e tenacidade destas cerâmicas vítreas. Concluíram que o aumento do conteúdo cristalino das cerâmicas vítreas é acompanhado pelo aumento da resistência e tenacidade à fratura. Contudo em materiais com conteúdo cristalino equivalentes, outros fatores como porosidade, tamanho, forma e orientação dos grãos são importantes na determinação das propriedades mecânicas. As cerâmicas aluminizadas infiltradas por vidro tiveram

resistência e tenacidade à fratura mais afetadas com a variação no tamanho, forma e orientação dos grãos da fase cristalina do que as cerâmicas prensáveis a base de dissilicato de lítio.

Guazzato et al.²⁴ (2004) neste estudo compararam resistência à flexão, tenacidade à fratura e microestrutura de sistemas totalmente cerâmicos à base de zircônia. Para isso, utilizaram as seguintes cerâmicas: DC Zirkon; uma cerâmica experimental à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio e In-Ceram Zircônia processada pelas técnicas de *slip casting* e prensagem a seco. A resistência à tensão foi avaliada em dez barras (20mm x 4mm x 1,2mm) de cada cerâmica, por meio do teste de flexão de três pontos. Enquanto que a tenacidade à fratura foi mensurada a partir de vinte amostras, em forma de barras (20mm x 4mm x 2mm), utilizando a técnica de endentação. Os dados de resistência à flexão e tenacidade à fratura foram submetidos à análise estatística (ANOVA e teste de Sheffé), enquanto a fração de volume de cada fase, dimensão e forma dos grãos, porosidades e padrão de fratura foram analisados por meio de MEV. A transformação de fase da zircônia foi analisada por meio de EDX. As médias e desvios padrão de resistência (MPa) e tenacidade à fratura (MPam^{1/2}) encontrados foram os seguintes: In-Ceram Zircônia prensada a seco 476(50)¹, 4,9(0,36)¹; In-Ceram Zircônia *slip casting* 630(58)², 4,8(0,50)¹; cerâmica experimental 680(130)², 5,5(0,34)²; DC-Zircon 840(140)³, 7,4(0,62)³. Mesmo número sobrescrito representa valores com ausência de diferença estatisticamente significativa. O comportamento da fratura para o In-Ceram Zircônia *slip casting* e prensado a seco foi semelhante, com o padrão de propagação das trincas transgranular. A MEV e EDX revelaram um importante papel da transformação de fase da zircônia de tetragonal para monoclinica e da relação entre matriz vítrea e fase cristalina nos mecanismos de resistência e tenacidade à fratura destas cerâmicas. Verificou-se que, a transformação da fase tetragonal para monoclinica e o

aumento do conteúdo cristalino corresponderam a uma melhoria nas propriedades mecânicas.

Pallis et al.⁴⁴ (2004) compararam a resistência à fratura e a origem de falhas em coroas unitárias confeccionadas a partir de três sistemas cerâmicos: IPS Empress 2, Procera AllCeram e In-Ceram Zircônia. Foram obtidas 20 coroas para cada material estudado, sendo 15 cimentadas em modelos de resina e submetidas ao teste de compressão; e 5 seccionadas para determinar a espessura da porcelana de cobertura, da infra-estrutura cerâmica e da camada de agente cimentante. Os valores de resistência à fratura encontrados foram: 771 a 1115N (IPS Empress); 859 a 1086N (Procera AllCeram) e 998 a 1183 (In-Ceram zircônia), porém não houve diferença estatisticamente significativa para estes valores. A origem da fratura ocorreu, na maior parte das amostras, na interface entre cerâmica de cobertura e de infra-estrutura para o IPS Empress 2; e entre a porcelana de infra-estrutura e a camada de agente cimentante para os outros sistemas. Nos espécimes de In-Ceram Zircônia e Procera AllCeram o agente cimentante foi distribuído uniformemente, enquanto que nas coroas de Empress 2 na região oclusal havia uma camada de cimento muito mais espessa do que na parede axial.

Rizkalla & Jones⁴⁹ (2004) compararam os valores de resistência à flexão, módulo de elasticidade dinâmico (Módulo de Young) e dureza das seguintes cerâmicas dentais: In-Ceram Alumina; Vita In-Ceram matriz vítrea; Hi-Ceram; Vitadur para infra-estrutura; Vitadur N, Dicor e IPS Empress. Para verificação da resistência à flexão, utilizou-se o teste de flexão de três pontos. O módulo elástico foi mensurado utilizando técnica ultra-sônica não-destrutiva. Enquanto a dureza foi avaliada por meio da endentação Knoop e a tenacidade à fratura determinada pela endentação Vickers. O In-Ceram Alumina e o IPS Empress 2 mostraram resistência à flexão significativamente maior do que as porcelanas aluminizadas e o IPS Empress. O módulo de elasticidade dinâmico e a dureza do In-Ceram Alumina foram significativamente maiores do que as demais cerâmicas de

infra-estrutura. Os autores verificaram que as propriedades mecânicas do In-Ceram Alumina foram melhores do que os outros materiais cerâmicos avaliados. Além disso, observaram uma correlação entre o módulo de elasticidade dinâmico e a dureza destes materiais.

Suárez et al.⁵⁹ (2004) avaliaram o comportamento clínico de próteses confeccionadas em In-Ceram Zircônia para região posterior. Foram selecionados 16 pacientes, com idade entre vinte e três e cinquenta anos, nos quais foram confeccionadas 14 próteses de três elementos e quatro próteses de quatro elementos. O acompanhamento foi realizado durante três anos, após esse período somente uma das próteses foi perdida por fratura de uma das raízes de suporte. Deste modo, concluiu-se que próteses em In-Ceram Zircônia podem ser indicadas para o segmento posterior em uma perspectiva de três anos. Para os autores existem muitas pesquisas sobre sistemas totalmente cerâmicos, porém poucos estudos clínicos, havendo a necessidade de estudos clínicos com acompanhamento em longo prazo antes de se indicar este tipo de tratamento como alternativa para as próteses metalocerâmicas convencionais.

Fleming et al.¹⁹ (2005) estudaram o efeito da rugosidade superficial da interface ceramo-cerâmica na resistência à flexão, modo de falha e origem da fratura. Para isso, foram obtidos discos bilaminados com a relação infra-estrutura e recobrimento de 2:1. A rugosidade de superfície dos discos em porcelana aluminosa (Vitadur N) foi obtida pela abrasão com partículas de alumina de 50µm e 110µm, pressão de 4,8bar e distância de 2cm, após aplicação da porcelana de cobertura, os espécimes foram submetidos ao teste de flexão biaxial. Realizou-se identificação do modo de falha por meio de microscopia óptica. Os resultados revelaram diferença significativa entre o grupo controle e os grupos que receberam abrasão, porém não houve diferença entre abrasão com partículas de alumina de 50µm e 110µm. Os autores

observaram que a rugosidade superficial da interface ceramo-cerâmica influenciou na resistência à flexão biaxial

Kojima³³ (2005) comparou a influência dos dispositivos de carregamento pistão, fita de aço inoxidável e cinzel, usados em ensaios de união ao cisalhamento, para verificar a resistência na interface material restaurador/metál. Foram utilizados 36 corpos-de-prova (Ni-Cr, Wiron 99 – Bego e porcelana Vita Omega 900 - Vita) divididos em três grupos (n = 12). Os corpos-de-prova foram submetidos aos ensaios de resistência ao cisalhamento em uma máquina de ensaio universal EMIC (modelo DL-2000, São José dos Pinhais – PR), com velocidade constante de 0,5 mm/min. Em seguida, os corpos-de-prova representativos de cada grupo foram examinados em microscopia eletrônica de varredura para a observação dos modos de falhas. A análise de elementos finitos foi utilizada para a verificação da distribuição de tensões sobre os corpos-de-prova. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância, verificou-se que houve diferença estatisticamente significativa entre os três dispositivos usados. O presente estudo mostrou que o dispositivo pistão obteve melhores resultados que o método convencional ISO 11405 e fita.

Lüthy et al.³⁵ (2005) determinaram em estudo *in vitro* a resistência à flexão de infra-estruturas de quatro elementos posterior confeccionadas em IPS Empress 2 (E2), In-Ceram Zircônia (ICZ) e Cercon-Zircônia (CEZ). Foram confeccionadas quinze infra-estruturas para cada material testado. O ensaio de flexão foi realizado em uma máquina de ensaio universal, com velocidade de 0,5mm/min. Foi realizada análise da superfície de fratura em microscópio eletrônico de varredura. Os valores de resistência à flexão e seus respectivos desvios-padrão foram: 260 ± 53N (E2); 470 ± 101N (ICZ) e 706 ± 123N (CEZ). As infra-estruturas em CEZ mostraram melhores propriedades mecânicas e maiores valores de resistência à flexão.

Mesquita³⁸ (2005) verificou a resistência ao cisalhamento, sob ciclagem térmica, da união entre cerâmicas infiltradas por vidro para infra-estrutura (In-Ceram Alumina – Vita Zahnfabrik e In-Ceram Zircônia - Vita Zahnfabrik) e uma cerâmica vítrea de recobrimento (VITA VM7 - Vita Zahnfabrik). Foram preparadas vinte e quatro amostras cilíndricas com 4 x 4mm, base de 5mm de espessura e 1mm de altura, para cada cerâmica de infra-estrutura. Posteriormente a cerâmica de recobrimento estético foi aplicada sobre a cerâmica de infra-estrutura, com 4 x 4mm. As amostras foram divididas em quatro grupos: ICA e ICAT (In-Ceram Alumina), ICZ e ICZT (In-Ceram Zircônia). Os grupos ICAT e ICZT foram termociclados com temperaturas de 5°C a 55°C durante 3000 ciclos. O ensaio de cisalhamento foi realizado em máquina de ensaio universal (modelo DL – 1000, EMIC – Equipamentos e Sistemas LTDA., São José dos Pinhais – PR – Brasil), com velocidade de 0,5mm/min, sendo as amostras carregadas até a fratura. As interfaces das amostras pós-fratura foram analisadas em estereomicroscópio (20x) e microscopia eletrônica de varredura. As médias e desvios padrão obtidos (Mpa) foram: ICA 28,09 (6,4); ICAT: 30,58 (8,26); ICZ: 29,74 (7,33); ICZT: 32,59 (9,08). Os dados do ensaio de cisalhamento foram analisados estatisticamente pelo teste T, 2-amostras ($P < 0,05$). Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ICA e ICZ, e a ciclagem térmica não teve efeito significativo nos grupos ICA e ICZ.

White et al.⁶⁹ (2005) Investigaram a resistência de combinações de diferentes larguras de camadas em barras de Zircônia (Lava System Frame) e porcelana feldspática (Lava Ceram veneer ceramic) para determinar se a inclusão de infra-estrutura em Zircônia resulta em uma melhor resistência. Foram obtidos espécimes em forma de barra, bilaminados, sendo realizadas seis combinações entre Zircônia e porcelana de cobertura variando-se as espessuras. Também foram confeccionadas barras somente em Zircônia e em porcelana feldspática ($n=10$). As barras foram submetidas ao ensaio de flexão de três pontos.

As barras com a superfície de tensão em porcelana feldspática revelaram média de resistência à flexão de 77 a 85 MPa, enquanto que as barras cuja superfície de tensão foi em Zircônia revelaram média de resistência de 636 a 786 MPa. Os autores observaram que a progressão das trincas ocorreu de modo diferente para os tipos de barras, sendo que nas barras com a superfície de tensão em porcelana as trincas foram defletidas lateralmente quando encontraram a superfície da Zircônia e a falha ocorreu na interface Zircônia e recobrimento estético.

Studart et al.⁵⁷ (2006) avaliaram o comportamento de três sistemas cerâmicos, aliando cerâmica de infra-estrutura e de recobrimento estético, com relação à durabilidade e a propagação de falhas subcríticas. As seguintes combinações foram estudadas: Empress 2 / IPS Eris; TZP / Cercon S; In-Ceram Zircônia e Vita VM7. Sessenta corpos-de-prova em forma de barra (50mm x 5mm x 4mm) foram confeccionados para cada combinação, os quais foram avaliados quanto à durabilidade e resistência inerte. O teste de durabilidade foi realizado submetendo-se as amostras à ciclagem mecânica, em meio úmido, e gravando o tempo requerido para cada corpo-de-prova falhar. Observaram que todos os espécimes submetidos à ciclagem mecânica fraturaram a partir de trincas originadas na camada externa da cerâmica de cobertura. A camada de recobrimento estético das composições TZP / Cercon e In-Ceram Zircônia / Vita VM7 exibiram maior durabilidade que Empress 2 / IPS Eris. Além disso, a fratura da camada de cobertura não levou à completa falha da restauração, somente expôs a porcelana de infra-estrutura ao meio aquoso.

Studart et al.⁵⁸ (2006) estudaram o comportamento da fratura e a resistência à fratura de três combinações infra-estrutura cerâmica / recobrimento estético (Empress 2 / IPS Eris; TZP / Cercon S e In-Ceram Zircônia / VM7) para próteses fixas totalmente cerâmicas. Foram obtidas trinta amostras de cada material de infra-estrutura nas dimensões de 2mm x 4mm x 50mm, nas quais foram aplicadas as cerâmicas de recobrimento

estético. Para determinação da resistência à fratura foi utilizado um instrumento de flexão mecânica. Foi realizada microscopia óptica das superfícies de fratura para determinar a origem das trincas e o modo de fratura. Observaram que o início das trincas ocorreu na ou próximo à superfície externa da camada de recobrimento estético e propagaram-se para o interior do material de infra-estrutura. A deflexão das trincas ocorreu na interface cerâmica de infra-estrutura / recobrimento estético nas combinações formadas por materiais de infra-estrutura mais resistentes (TZP / Cercon S e In-Ceram Zircônia / VM7), oposto ao ocorrido para Empress 2 / IPS Eris, onde a propagação aconteceu em linha reta. Concluíram que cerâmicas com alta tenacidade à fratura podem ser utilizadas com material de infra-estrutura para próteses fixas posteriores, pois a propagação das trincas através da camada de recobrimento estético não leva a falhas prematuras nas próteses.

Aboushelid et al.¹ (2006) avaliaram a resistência à microtração entre um material de infra-estrutura cerâmico tipo zircônia (Cercon Base) e várias cerâmicas de recobrimento estético. Também foi avaliado o efeito da aplicação de um *liner* entre material de infra-estrutura e de recobrimento. Foram obtidos discos de zircônia bilaminados com sete porcelanas de recobrimento estético. Após, estes discos foram cortados em microbarras de 6mm de altura por 1mm de secção transversal. O teste de microtração foi realizado em uma máquina de ensaio universal. As superfícies de fratura foram analisadas por meio de MEV e análise de difração de raios X. A resistência à microtração das cerâmicas de cobertura Rondo Dentine e Lava Dentine foi significativamente maior do que a das outras cerâmicas testadas. A aplicação do *liner* afetou na resistência de união e no modo de falha. A análise por microscopia eletrônica de varredura evidenciou falha coesiva na cerâmica de infra-estrutura.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, por meio de ensaio de cisalhamento, a influência da ciclagem mecânica sobre a resistência de união entre uma cerâmica de recobrimento estético e duas cerâmicas infiltradas por vidro.

4 MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizados dois materiais cerâmicos para confecção de infra-estrutura: In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrick-Alemanha) e In-Ceram Zircônia (Vita Zahnfabrick-Alemanha); e uma cerâmica de cobertura microparticulada: VITA VM7 (Vita Zahnfabrick-Alemanha).

4.1 Confecção das bases dos corpos-de-prova (CP)

Foram usinadas 12 estruturas metálicas em alumínio, nas dimensões de 5mm de altura e 4mm de diâmetro, possuindo em uma de suas extremidades uma base de 1mm de altura com 5mm de diâmetro (Figuras 1A e 1B).

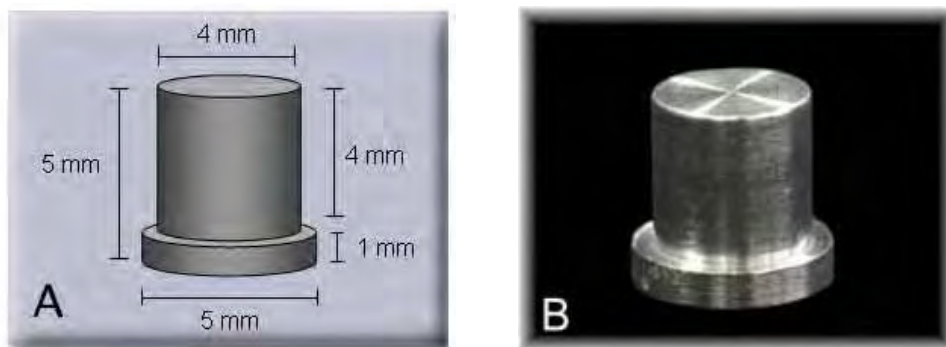


FIGURA 1 - Estrutura metálica: a) esquema com as dimensões; b) estrutura metálica usinada.

Essas estruturas metálicas foram fixadas por sua base maior em uma placa de Petri, com adesivo cianoacrilato, Super Bonder Gel (Loctite-Henkel Ltda., Brasil) (Figura 2).



FIGURA 2 - Estruturas metálicas fixadas na placa de Petri com adesivo cianoacrilato.

Um silicone de polimerização por reação de adição para uso laboratorial, Stern Tek (Sterngold Restorative Systems, Attleboro - USA), foi dispensado sobre as estruturas metálicas fixadas na placa de Petri, tendo seu escoamento controlado pelas laterais da placa. Após a polimerização, o silicone foi removido, obtendo-se um molde com 12 orifícios, que serviu como matriz para confecção das bases dos CP (Figura3).

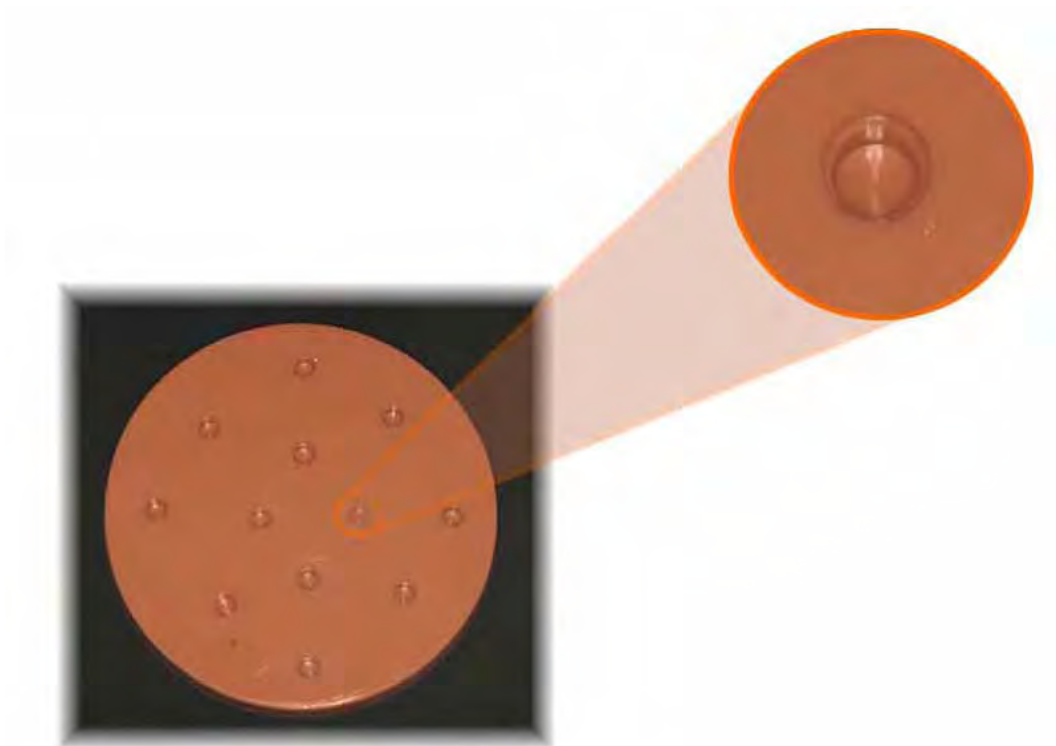


FIGURA 3 - Matriz de silicone para confecção das bases dos CP.

4.1.1 Confecção das bases dos CP em In-Ceram Alumina

Seguindo as recomendações do fabricante (VITA, 2000), foram pesados 38g de pó do In-Ceram Alumina em uma balança digital (Micronal B600, Micronal S/A, São Paulo - Brasil). Em um béquer de vidro foi adicionada uma ampola do líquido de mistura Vita In-Ceram Alumina/Zircônia (5ml) e uma gota do aditivo Vita In-Ceram Alumina. Com objetivo de homogeneizar o líquido, esta mistura foi levada ao aparelho de ultra-som (Vitasonic II – Vita Zahnfabrik, Alemanha) (Figura 4) por 1 minuto.

Em seguida, misturou-se o pó de alumina gradativamente com auxílio de uma espátula de vidro, interrompendo este processo por três vezes para que o recipiente fosse levado, por dois minutos, ao aparelho de ultra-som (Vitasonic II – Vita), no qual continha cubos de gelo. Após o

acrécimo de todo pó, a mistura permaneceu por 7 minutos no aparelho de ultra-som para promover completa homogeneização do material.



FIGURA 4 - Ultra-som (Vitasonic II – Vita) para homogeneização da mistura.

A barbotina, nome dado à suspensão de óxido de alumina, foi aplicada com auxílio de um pincel, na matriz de silicone (Figura 5A). Aguardou-se 24 horas em temperatura ambiente para que ocorresse a secagem da barbotina, permitindo a remoção das bases dos corpos-de-prova da matriz de silicone (Figura 5B), as quais foram levadas ao forno Inceramat 2 (Vita Zahnfabrick, Alemanha) (Figura 6), para sinterização, seguindo o ciclo preconizado pelo fabricante conforme o Quadro 1.

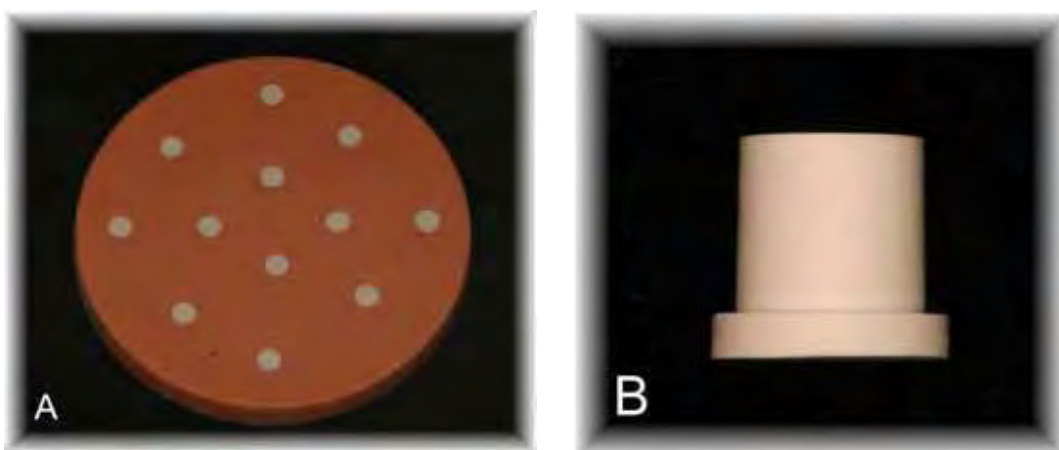


FIGURA 5 - Obtenção das bases em barbotina: a) matriz de silicone preenchida com barbotina; b) aspecto de uma base em barbotina.



FIGURA 6 - Forno Inceramat 2 (Vita Zahnfabrick, Alemanha)

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

4.1.2 Confeção das bases dos corpos-de-prova em In-Ceram Zircônia

Para o In-Ceram Zircônia, respeitando-se as recomendações do fabricante (VITA, 2000), em um béquer de vidro, quatro gotas do aditivo de Zircônia foram adicionadas a uma ampola do líquido de mistura Vita In-Ceram Alumina/Zircônia (5ml). Com o objetivo de homogeneizar o líquido, esta mistura foi levada ao aparelho de ultra-som (Vitasonic II – Vita Zahnfabrik, Alemanha) por 1 minuto.

Em seguida, 45g de pó do In-Ceram Zircônia, pesados em uma balança digital (Micronal B600, Micronal S/A, São Paulo - Brasil), foram gradativamente adicionados à mistura, com auxílio de uma espátula de vidro, no interior do copo béquer. Seguindo as orientações do fabricante (VITA, 2000), esse processo foi interrompido por 3 vezes para que essa mistura fosse levada ao aparelho de ultra-som (Vitasonic II – Vita), por 4 minutos cada vez, para facilitar sua homogeneização. Após a incorporação de todo pó, a mistura permaneceu por 7 minutos no aparelho de ultra-som.

Todas às vezes que a mistura foi levada ao aparelho de ultra-som, foram acrescentados cubos de gelo à água para evitar seu aquecimento.

A barbotina do In-Ceram Zircônia, foi aplicada com um pincel, no interior da matriz de silicone. Aguardou-se 24 horas para que ocorresse a secagem da barbotina, permitindo a remoção das bases, que foram levadas ao forno Incerammat 2 (Vita Zahnfabrick, Alemanha), para a sinterização, sendo que o In-Ceram Zircônia requer dois ciclos de sinterização (Quadros 2 e 3).

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

Temperatura	120° C	120 a 1120° C	1120° C	1120 a 400° 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 400° C
Tempo	1 hora	2 horas	2 horas

4.1.3 Infiltração do vidro de lantânio nas bases de In-Ceram: Alumina e Zircônia

O In-Ceram Alumina e o In-Ceram Zircônia possuem pó de vidro de lantânio específicos para cada material, mas que apresentam forma de manipulação e aplicação semelhantes. Deste modo, o pó de vidro de finas partículas foi misturado com água destilada até a obtenção de uma massa de consistência fluída. Com auxílio de um pincel foi aplicada uma camada de aproximadamente 2 mm de espessura em toda extensão das bases sinterizadas (Figura 7A), deixando um espaço livre de vidro na região de maior diâmetro da base (Figura 7B), para permitir o escape de ar do interior da estrutura, uma vez que a infiltração do vidro ocorre por um processo de capilaridade passando pelo interior da estrutura porosa.

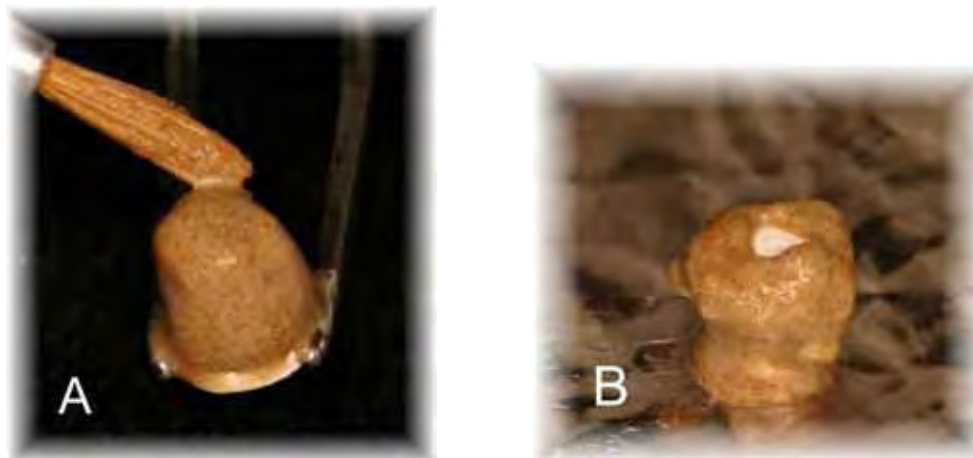


FIGURA 7 - Aplicação do vidro de lantânio: a) aplicação do vidro em toda extensão da base; b) detalhe do espaço livre para escape de ar.

Para a infiltração do vidro os ciclos foram realizados sobre uma lâmina de platina-ouro (CNG – Brasil), cuja composição consiste em 95% de platina e 5% de ouro, nas dimensões de 60 mm x 50mm e 0,1mm de

espessura. Sendo as bases dispostas sobre a lâmina de platina-ouro com a região de menor diâmetro voltada para baixo.

No forno Inceramat 2 (Vita Zahnfabrick, Alemanha), foram realizados os ciclos de infiltração do vidro, sendo que In-Ceram Alumina e Zircônia possuem ciclos diferentes (Quadros 4 e 5) (Figura 8 A e B).

Quadro 4 - Ciclo de Infiltração do vidro do In-Ceram Alumina

Temperatura	200 a 1100° C	1100° C
Tempo	30 minutos	6 horas

Quadro 5 - Ciclo de Infiltração do vidro do In-Ceram Zircônia

Temperatura	200 a 1140° C	1100° C
Tempo	50 minutos	2:30 horas



FIGURA 8 - Infiltração do vidro: a) bases dos CP após a infiltração de vidro sobre a lâmina de platina; b) detalhe de uma base com vidro em excesso.

Em seguida, o excesso de vidro dos corpos-de-prova foi removido com auxílio de um jato de óxido de alumínio de 50 μ m e pressão de 3 bar (Figura 9 A e B).

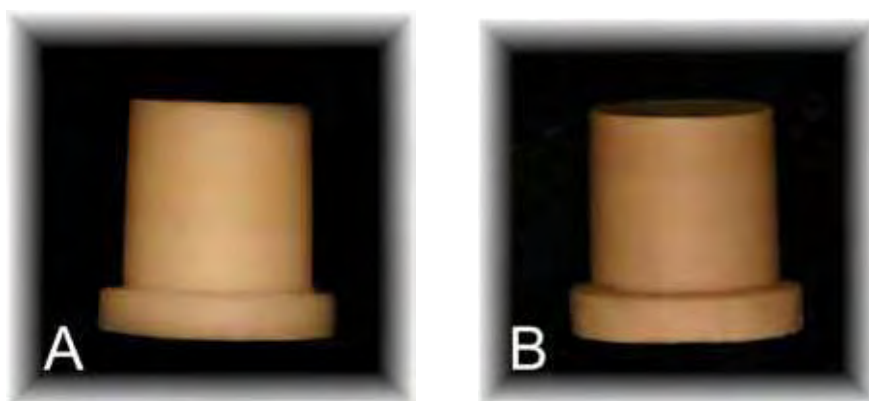


FIGURA 9 - Aspecto das bases de In-Ceram após a remoção do excesso de vidro: a) Alumina; b) Zircônia.

4.2 Aplicação da cerâmica de recobrimento estético

Para a aplicação da cerâmica de cobertura VITA VM7 (Vita Zahnfabrik, Alemanha) utilizou-se dispositivo de teflon, onde havia um orifício para justaposição da base em In-Ceram (Figura 10 A e B).

O pó e o líquido de modelagem da cerâmica (Figura 11 A) foram misturados com uma espátula metálica, apropriada para o manuseio da cerâmica, até se obter uma massa de consistência cremosa. A aplicação do material foi realizada utilizando uma vibração suave, sendo que o excesso de umidade foi eliminado com um papel absorvente (Figura 11 B). A sinterização da cerâmica foi realizada no forno Vacumat (Vita Zahnfabrick-Alemanha) (Figura 12), de acordo com o ciclo indicado pelo fabricante (Quadro 6).

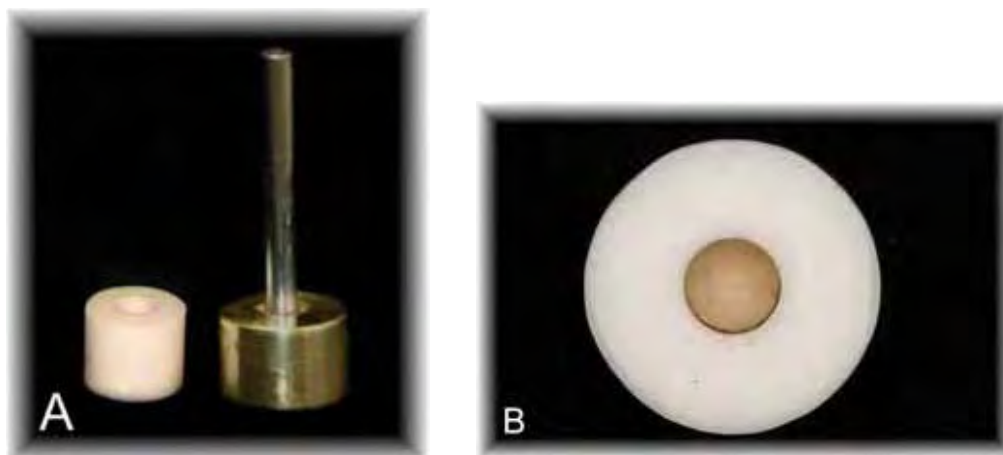


FIGURA 10 - Matriz para aplicação do revestimento estético: a) matriz de teflon e haste metálica para remoção do CP da matriz; b) base posicionada na matriz de teflon.



FIGURA 11 - Aplicação do revestimento estético: a) cerâmica de recobrimento estético (VITA VM7); b) eliminação da umidade da cerâmica.



FIGURA 12 - Forno Vacumat (Vita Zahnfabrick-Alemanha).

Quadro 6 - Ciclo de sinterização da cerâmica VITA VM7

Temperatura	Tempo de elevação	Sinterização
500°C - inicia o vácuo	55°C/min. = 7,27min.	910°C → 1min.

Em virtude da contração de sinterização das cerâmicas, repetiu-se o procedimento anterior para aplicação de uma segunda camada de cerâmica para correção, o que resultou em corpos-de-prova nas dimensões representadas na Figura 13 A, B e C.

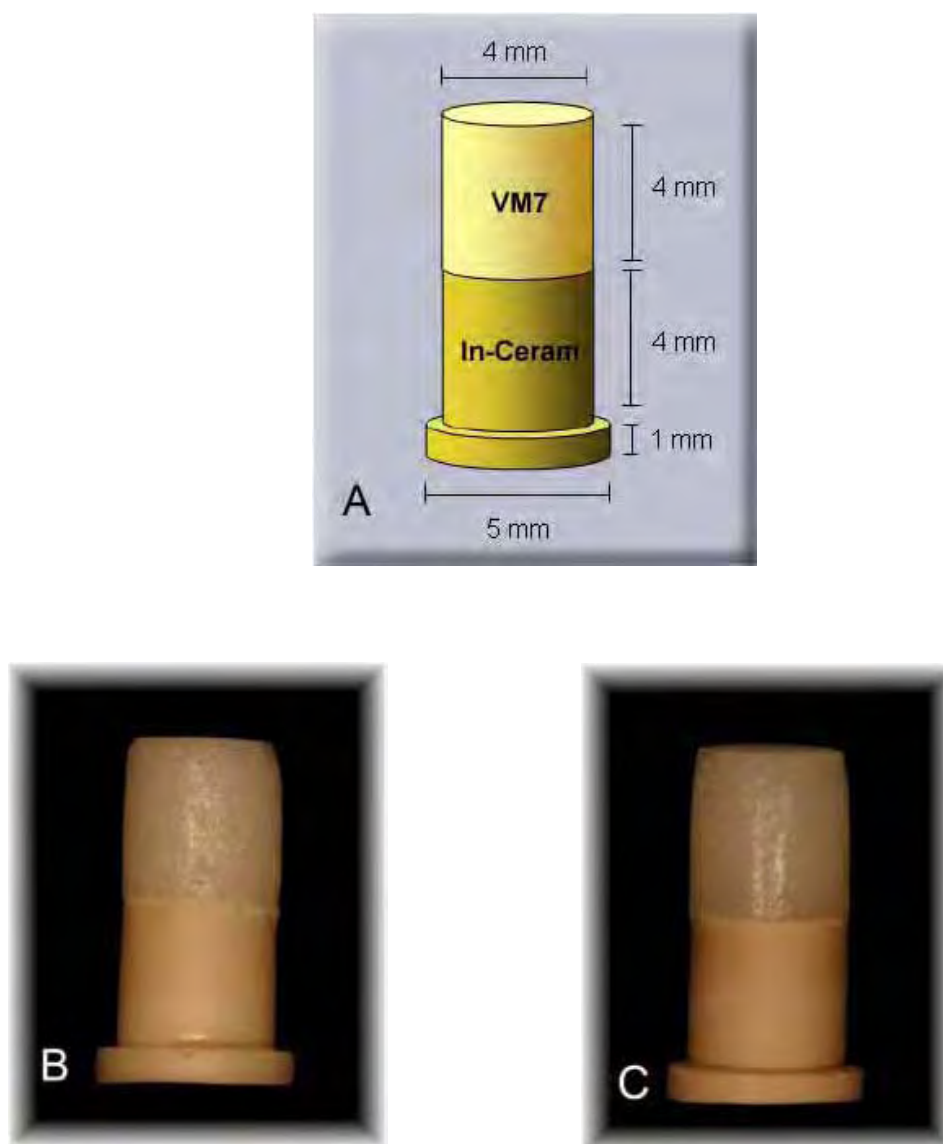


FIGURA 13 - Dimensões finais dos CP: a) Ilustração do CP com suas dimensões; b) CP em In-Ceram Alumina; c) CP em In-Ceram Zircônia.

4.3 Ciclagem mecânica

Para a realização da ciclagem mecânica, os corpos-de-prova foram adaptados a um dispositivo de base metálica, o qual foi apoiado na base de uma máquina de ciclagem mecânica desenvolvida por Itinoche²⁷

(2002). Procedendo-se ao ensaio com carga de 50N, 20000ciclos, frequência de 1Hz, imersão em água destilada, à temperatura de 37°C, para cada corpo-de-prova.

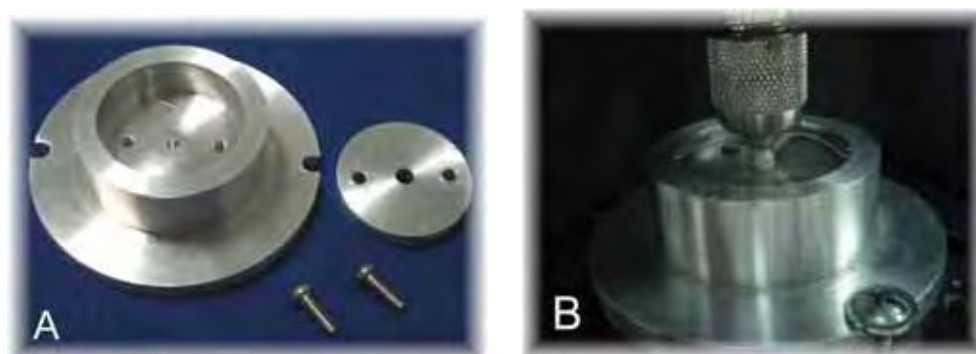


FIGURA 14 - Ciclagem mecânica: a) dispositivo utilizado para ciclagem mecânica; b) posicionamento do CP.

Foram submetidos à ciclagem mecânica 12 corpos-de-prova de cada tipo de cerâmica de infra-estrutura. O que proporcionou a distribuição das amostras da seguinte forma (Figura 15):

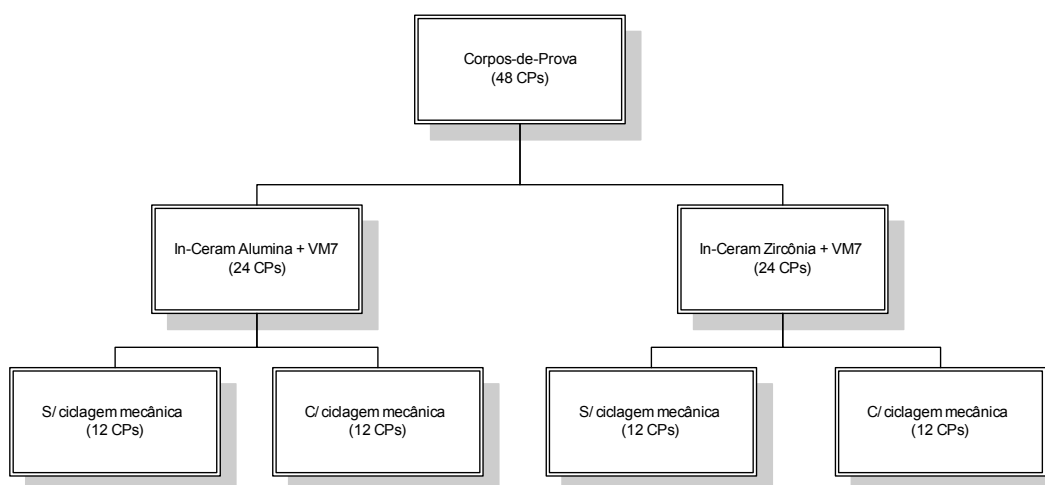


FIGURA 15 - Esquema de disposição dos grupos.

4.4 Ensaio de cisalhamento

Com a finalidade de determinar a resistência adesiva na interface entre as cerâmicas de infra-estrutura e a cerâmica de revestimento estético dos sistemas cerâmicos, foi utilizado o teste de cisalhamento.

Para a realização do ensaio mecânico foi utilizado o dispositivo para cisalhamento desenvolvido por Itinoche²⁶ (1999), o mesmo adapta-se a uma máquina de ensaio universal (modelo DL-1000, EMIC – Equipamentos e Sistemas Ltda., São José dos Pinhais –PR - Brasil) com célula de carga de 500kg e velocidade de 0,5mm/min. Dispositivo mecânico cilíndrico com secção retangular composto por duas partes independentes: a) externa (Figura 16 A); b) interna (Figura 16 B) que atuou como êmbolo. Ambas apresentam orifícios de 4,0 mm de diâmetro em diferentes níveis entre si e permitiram a introdução dos corpos-de-prova simultaneamente entre as duas peças, de forma que a porção da cerâmica de infra-estrutura permaneceu alojada no interior da peça A, enquanto o corpo da cerâmica de revestimento ficou contido na peça B.



FIGURA 16 - Dispositivo de cisalhamento: a) parte externa; b) parte interna.

A força foi incidida no prolongamento superior do êmbolo (B) até que fosse evidenciada a fratura completa da interface e registrada em megapascal (MPa) (Figura 17).

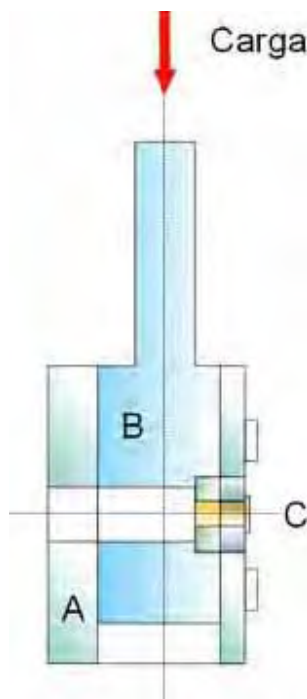


FIGURA 17 - Secção lateral do dispositivo de cisalhamento: a) parte externa; b) parte interna; c) CP posicionado no interior do dispositivo.

4.5 Análise de fratura em estereomicroscópio

As amostras foram observadas em estereomicroscópio (Stemi 2000-C; Carl Zeiss, Gottingen Alemanha)* e as imagens registradas por uma câmera digital (Sony DSC-S85; Sony Corporation) acoplada ao aparelho. Tendo o objetivo de identificar o tipo de fratura após o ensaio de cisalhamento, adesiva ou coesiva, observando presença ou ausência de

* Laboratório de microscopia da Faculdade de Engenharia Química - FAENQUIL - Lorena

remanescente de cerâmica de recobrimento estético (VITA VM7) aderida às bases de In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia.

4.6 Análise topográfica por microscopia eletrônica de varredura (MEV)

A análise por MEV foi realizada por meio de um microscópio eletrônico de varredura (LEO-1450VP, com EDS OXFORD INCA e WDS acoplado). Com o objetivo de avaliar a superfície de fratura dos CP e a microestrutura da cerâmica de cobertura (VITA VM7), do In-Ceram Alumina e do In-Ceram Zircônia. Para isso, após análise em estereomicroscópio, foi escolhida uma base de cada grupo estudado.

A obtenção destas imagens foi conseguida pelo princípio da reflexão do feixe de elétrons, que foi projetado sobre a superfície da amostra. As cerâmicas sinterizadas necessitaram de um recobrimento das superfícies a serem analisadas com uma fina camada condutora de metal não oxidável, uma vez que não são boas condutoras elétricas e, portanto, os elétrons não seriam refletidos adequadamente. Sendo assim, neste trabalho foi realizado recobrimento com ouro 24 quilates.

4.7 Análise estatística

No delineamento deste experimento, que segue um esquema fatorial tipo 2 x 2, foram consideradas como variáveis experimentais, ou fatores em estudo, o tipo de cerâmica (In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia) e a presença ou ausência de ciclagem mecânica (com CM e

sem CM). Sendo a variável resposta o valor de resistência de união (MPa) obtido no ensaio de cisalhamento.

A unidade experimental foi o sistema formado por uma base cilíndrica em In-Ceram (Alumina ou Zircônia) associada a uma cerâmica de cobertura (VITA VM7), denominado corpo-de-prova.

Os corpos-de-prova foram designados, aleatoriamente, às quatro condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis experimentais.

Obteve-se 48 dados, ou seja, quatro condições experimentais sob doze repetições, os quais foram submetidos à análise estatística mediante os programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrão. Enquanto que a estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA) dois fatores (Cerâmica e CM), efeito fixo.

O modelo estatístico da análise de variância, ANOVA (dois fatores), considera três possíveis efeitos: a existência de diferença estatisticamente significativa entre as cerâmicas; entre a presença ou ausência de ciclagem mecânica e a interação entre os dois fatores.

Desta forma, as hipóteses estatísticas: de nulidade (H_0) e alternativa (H_1), foram as seguintes:

- a) H_0 A: A resistência de união é igual para In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia.
- b) H_1 A: A resistência de união é diferente para In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia.

- c) H_0 B: A resistência de união é igual para presença e ausência de ciclagem mecânica.
- d) H_1 B: A resistência de união é diferente para presença ou ausência de ciclagem mecânica.

e) H_0 AB: Não há interação dos efeitos.

f) H_1 AB: Existe interação dos efeitos.

O estudo do efeito interação foi visualizado por meio do gráfico de médias. O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 Análise estatística

Os dados obtidos referentes às condições experimentais são apresentados no Apêndice A. A estatística descritiva dos mesmos é apresentada na Tabela 1.

Tabela 1 - Média ($\pm$ desvio padrão) e *coeficiente de variação* (CV, %) dos dados de resistência de união (MPa) obtidos no teste de cisalhamento, segundo as condições experimentais

Ciclagem Mecânica	In-Ceram		linha (média $\pm$ dp)
	Alumina	Zircônia	
Ausência	30,04 $\pm$ 11,74* 39,08	44,33 $\pm$ 11,47* 25,86	37,19 $\pm$ 13,49 36,28
Presença	32,17 $\pm$ 9,59* 29,80	43,52 $\pm$ 8,33* 19,14	37,85 $\pm$ 10,52 27,81
coluna (média $\pm$ dp)	31,11 $\pm$ 10,54 33,88	43,93 $\pm$ 9,81 22,33	

Verificou-se, com as informações acima, que as condições experimentais apresentam mesma dispersão e valores de desvio padrão aproximados. Além disso, notou-se que os valores médios de resistência de união obtidos para o In-Ceram Zircônia são superiores aos valores do

In-Ceram Alumina, independente da presença ou ausência de ciclagem mecânica.

Quanto à distribuição dos valores de resistência de união obtidos, por meio do diagrama de dispersão (*dot plot*), verificou-se uma distribuição simétrica ao redor do valor médio (Figura 18).

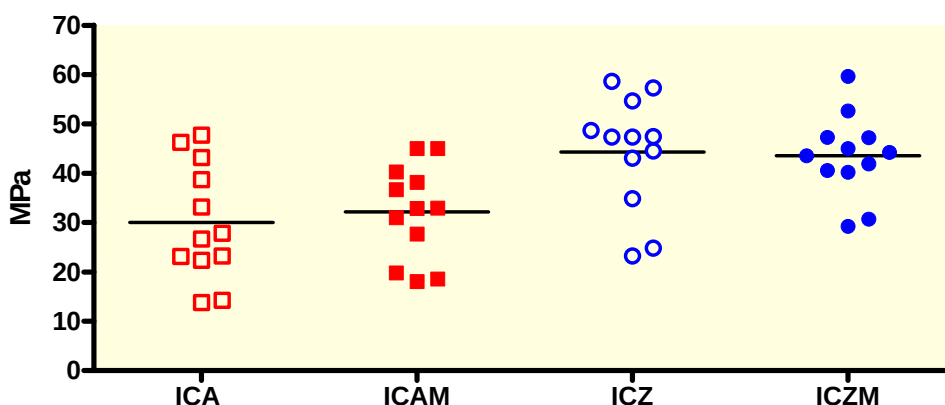


FIGURA 18 - Diagrama de dispersão na coluna (*dot plot*) dos valores de resistência de união (MPa) obtidos para 12 corpos-de-prova, ao redor da respectiva média, segundo cada condição experimental.

Deste modo, pode-se observar, ainda, ausência de valores atípicos e, que a dispersão dos valores é similar em todas as condições experimentais.

Para avaliar a influência da ciclagem mecânica na resistência de união das cerâmicas de infra-estrutura, os dados obtidos no teste de cisalhamento, foram submetidos ao modelo estatístico da análise de variância, após ser considerada a distribuição dos resíduos.

Os valores resíduos, decorrentes do ajuste desse modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para inferências estatísticas válidas. Sendo determinado que os dados originais propiciam um ajuste adequado, pois se ajustam a uma

distribuição normal de probabilidade (Figura 19). Também foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores resíduo em relação aos valores ajustados (Figura 20).

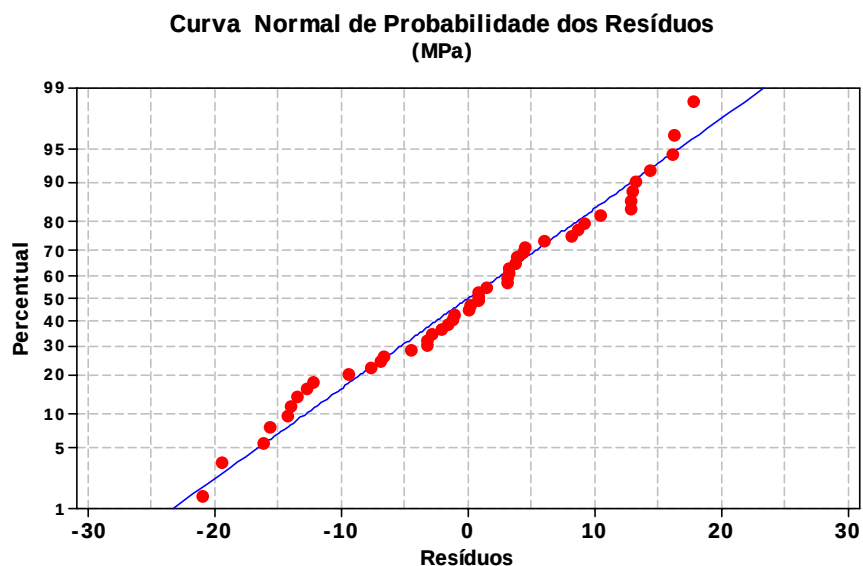


FIGURA 19 - Curva normal dos valores resíduo do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).

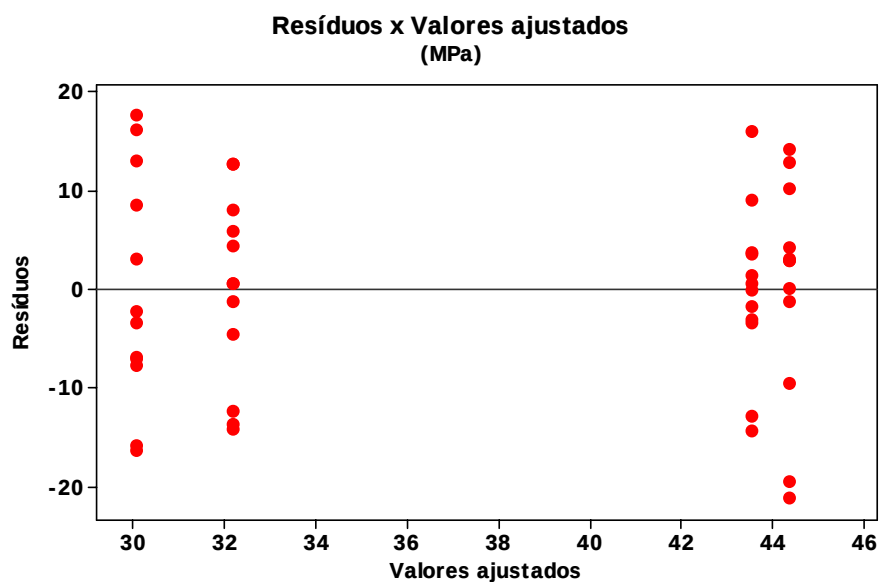


FIGURA 20 - Diagrama de dispersão dos valores resíduo do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade).

O resultado do teste ANOVA indica que o efeito interação (p-valor = 0,6263 > 0,05) não é estatisticamente significativo (Tabela 2).

Tabela 2 - ANOVA (2 fatores) para os valores de resistência de união (MPa) obtidos

Fonte de variação	Graus de Liberdade	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Razão F	Probabilidade p
Cerâmica	1	1972,87	1972,87	18,33	0,0001*
Ciclagem	1	5,22	5,22	0,05	0,8267
Interação	1	25,89	25,89	0,24	0,6263
Resíduo	44	4735,92	107,63		
Total	47	6739,89			

*p < 0,05

O efeito interação não significativo indicou que a alteração da resistência de união em razão da ciclagem mecânica (CM) (diferença dos valores: com CM – sem CM) para o In-Ceram Alumina (32,17 - 30,04 = 2,13MPa) não difere estatisticamente da alteração constatada para o In-Ceram Zircônia (44,33 - 43,52 = 0,81 MPa) (Figura 21).

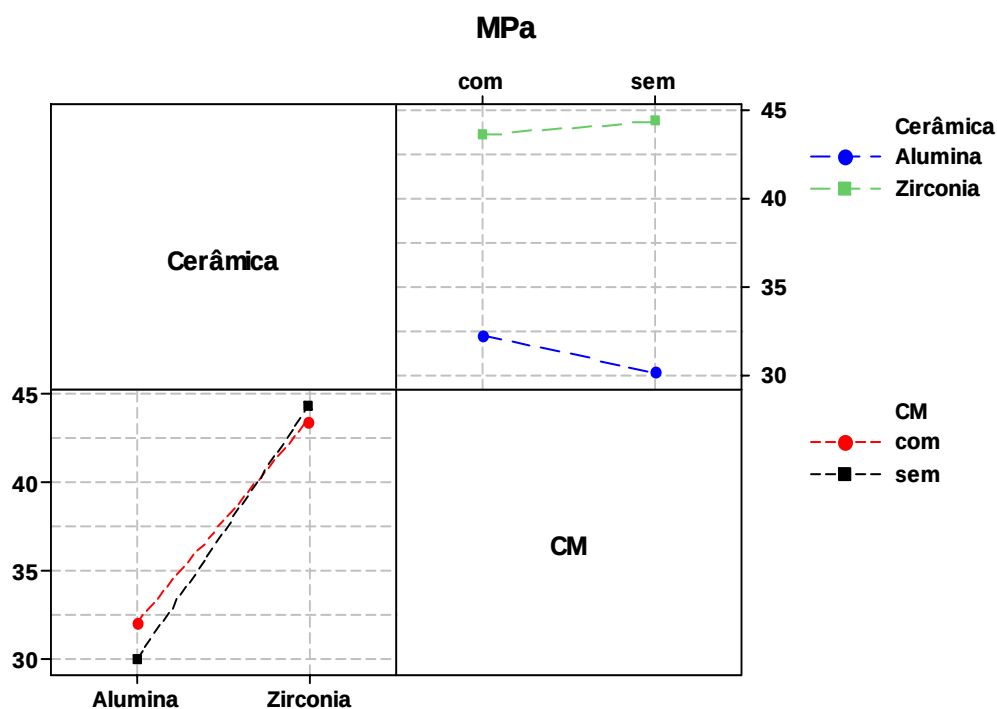


FIGURA 21 - Gráfico de médias referente às condições experimentais.

Por meio do teste ANOVA (Tabela 2), verificou-se também que o efeito principal Cerâmica foi estatisticamente significativa ($p\text{-valor} = 0,0001 < 0,05$). Assim, o In-Ceram Zircônia ($43,93 \pm 9,81\text{MPa}$) apresentou maior resistência de união do que o In-Ceram Alumina ($31,11 \pm 10,54\text{MPa}$).

Quando se comparam os quatro valores médios das condições experimentais (Tabela 1), por meio do teste de comparação múltipla de Tukey (5%), pode-se verificar que as condições de maior resistência de união foram obtidas para o In-Ceram Zircônia (Tabela 3).

Tabela 3 - Formação de grupos de mesmo desempenho, após o teste de Tukey (5%) para as quatro condições experimentais

In-Ceram	Ciclagem Mecânica	Média (MPa)	Grupos Homogêneos*
Zircônia	Sem	44,33	A
Zircônia	Com	43,52	A
Alumina	Sem	30,04	B
Alumina	Com	32,17	B

*valores médios seguidos pela mesma letra não diferem estatisticamente.

Em ambos os tipos de cerâmica não houve diferença estatisticamente significativa entre as condições com e sem ciclagem mecânica.

5.2 Análise da superfície de fratura em estereomicroscópio

A análise das superfícies de fratura realizada em estereomicroscópio, com aumento de 20 vezes, revelou padrão de fratura coesivo para a maioria dos corpos-de-prova. Ao analisar as superfícies das bases em In-Ceram pós-fratura, verificou-se a presença de cerâmica de cobertura (VITA VM7) aderida, exceto para oito das quarenta e oito bases, nas quais este aumento não permitiu a visualização da cerâmica de cobertura. Como exemplificado pela Figura 23, onde aparentemente, não existe cerâmica de cobertura (VITA VM7) aderida à superfície da base de cerâmica de infra-estrutura.

Já nas Figuras 22, 24 e 25 é possível visualizar a cerâmica de recobrimento estético (VITA VM7) aderida à superfície da base de cerâmica de infra-estrutura.

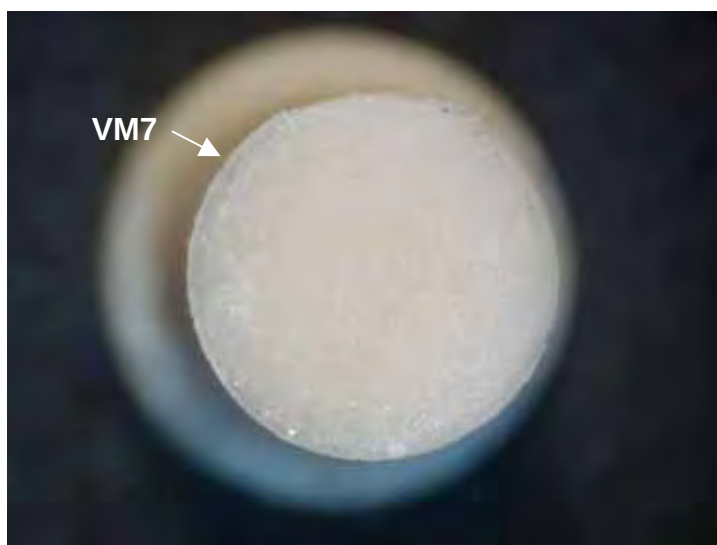


FIGURA 22 - Superfície de fratura de uma base em In-Ceram Alumina.



FIGURA 23 - Superfície de fratura de uma base em In-Ceram Alumina, submetida à ciclagem mecânica.

As Figuras 24 e 25 mostram comportamento de fratura do In-Ceram Zircônia semelhante ao In-Ceram Alumina (Figuras 22 e 23), sendo que a ciclagem mecânica não alterou o padrão de fratura para ambos os grupos.

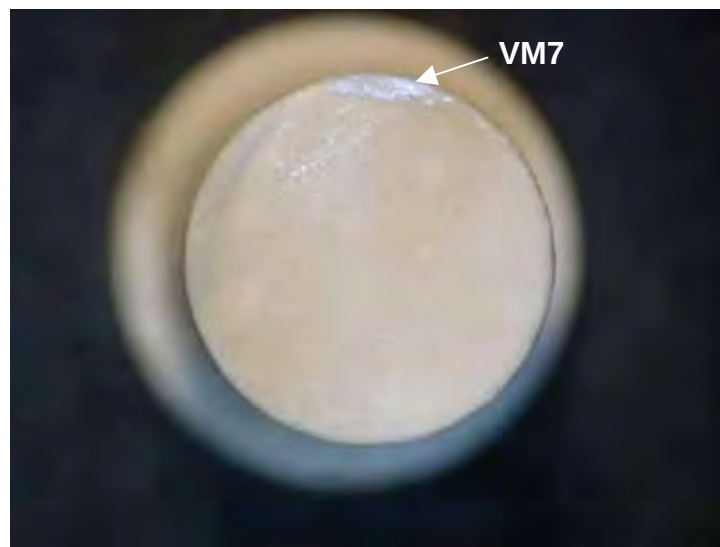


FIGURA 24 - Superfície de fratura de uma base em In-Ceram Zirconia.

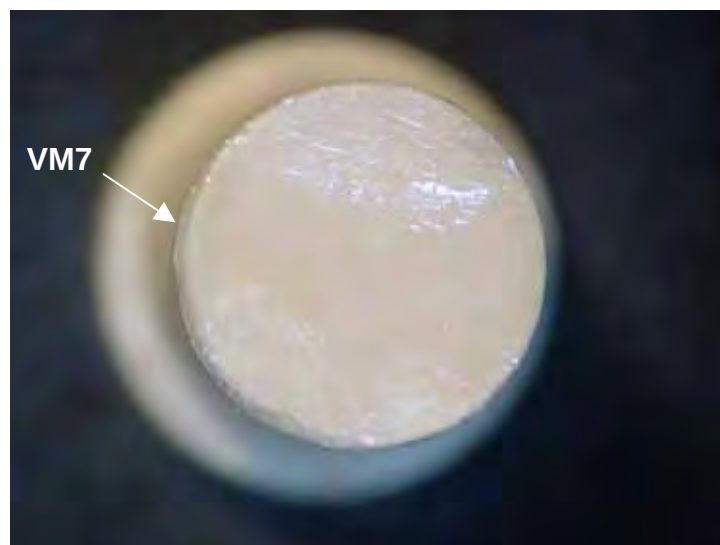


FIGURA 25 - Superfície de fratura de uma base em In-Ceram Zircônia, submetida à ciclagem mecânica.

5.3 Análise topográfica por microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Inicialmente foi registrada a microestrutura do In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e VITA VM7, para possibilitar a identificação das respectivas cerâmicas nas imagens das superfícies fraturadas das bases dos corpos-de-prova (Figuras 26, 27, 28, 29).

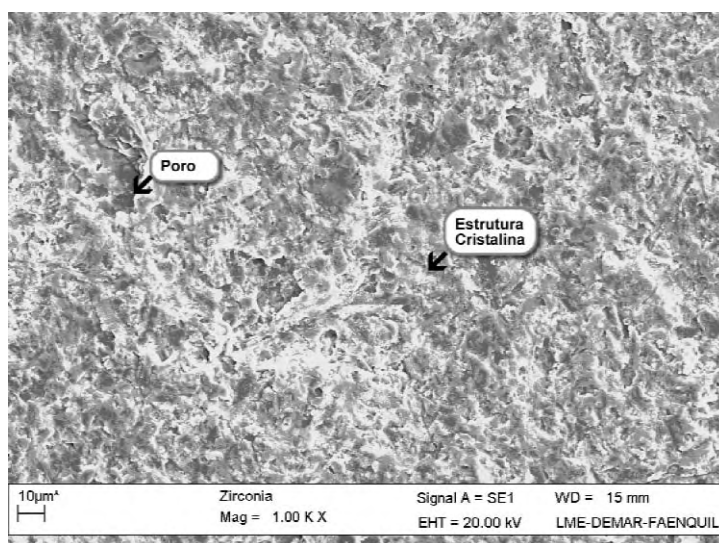


FIGURA 26 - Microestrutura do In-Ceram Alumina. Identificando a estrutura cristalina e presença de poros (Aumento de 1000X).

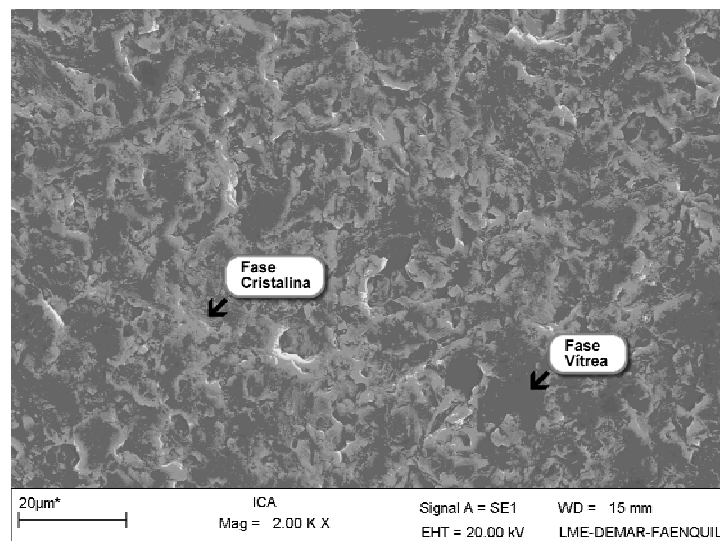


FIGURA 27 - Característica microestrutural do In-Ceram Alumina, presença de fase cristalina e fase vítrea (Aumento de 2000X).

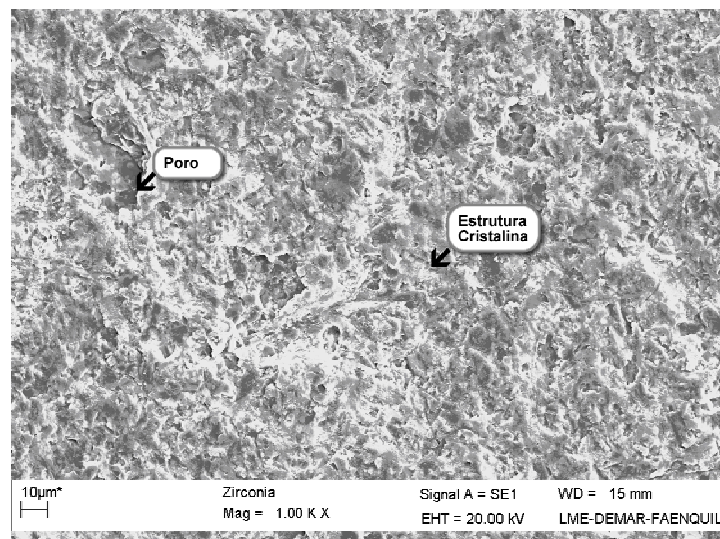


FIGURA 28 - Microestrutura do In-Ceram Zircônia. Observa-se estrutura cristalina e presença de poros (Aumento de 1000X).

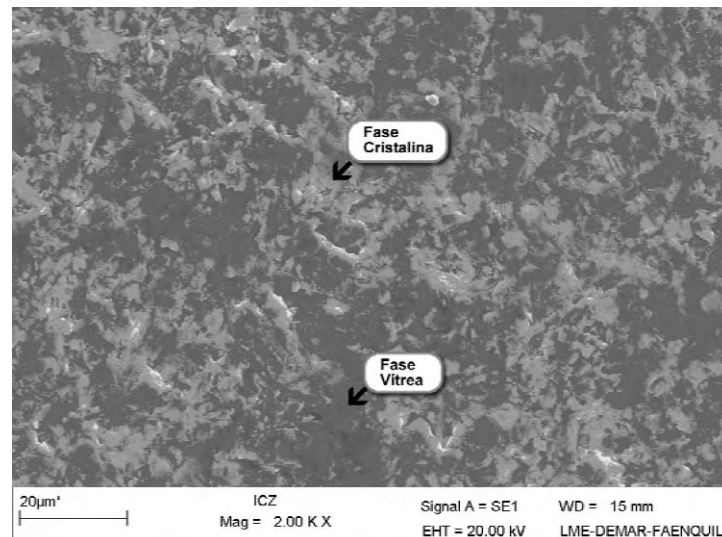


FIGURA 29 - Característica microestrutural do In-Ceram Zircônia, presença de fase cristalina e fase vítrea (Aumento de 2000X).

As fotomicrografias das cerâmicas de infra-estrutura identificaram estrutura policristalina, formada por cristais que se apresentam imersos em fase vítrea. Além disso é possível observar a presença de poros decorrentes do processo de manufatura.

Nas Figuras 30 e 31, pode-se observar a microestrutura da cerâmica de revestimento estético, com características de material amorfo ou vítreo, com presença de poros provenientes do processo de manufatura destas cerâmicas.

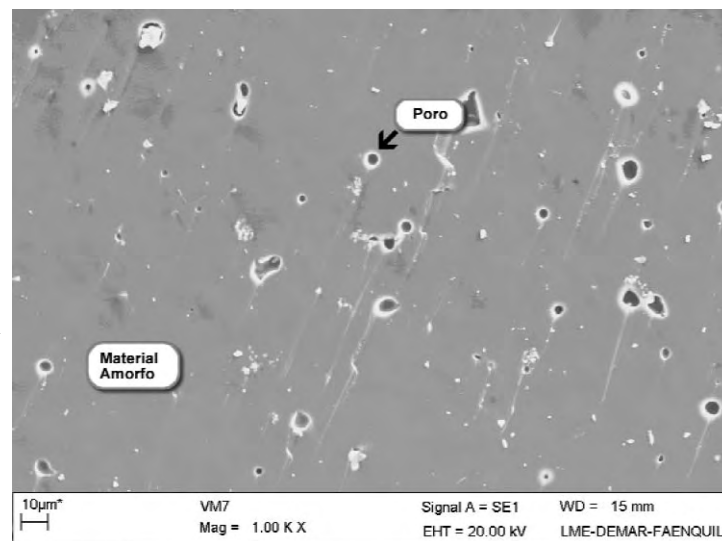


FIGURA 30 - Superfície da cerâmica de revestimento característica de material amorfo e presença de poros (Aumento de 1000X).

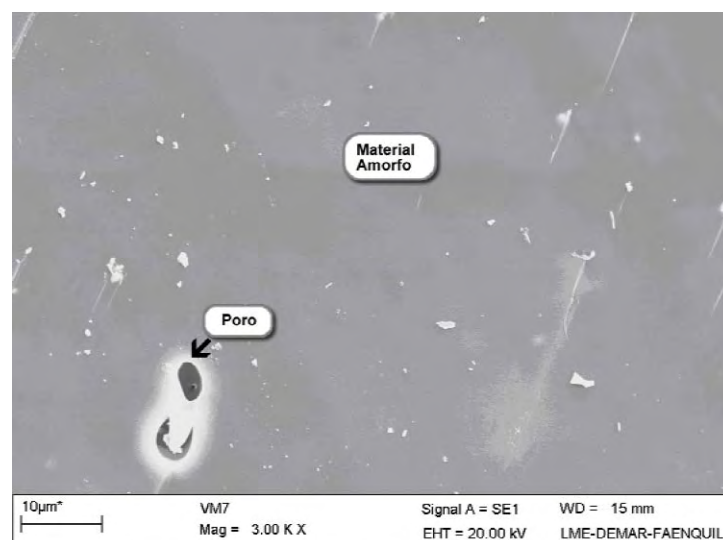


FIGURA 31 - Característica microestrutural da cerâmica de revestimento com aumento de 3000X.

O conhecimento da microestrutura de cada cerâmica isoladamente possibilitou sua identificação na superfície de fratura das bases dos corpos-de-prova. Portanto, a microscopia eletrônica de varredura foi realizada em uma base de cada grupo estudado, após ensaio de cisalhamento, conforme apresentado nas Figuras 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38 e 39. Sendo que, as amostras escolhidas para esta análise foram aquelas que não apresentaram cerâmica de cobertura aderida à superfície, na observação em estereomicroscópio com aumento de 20 vezes.

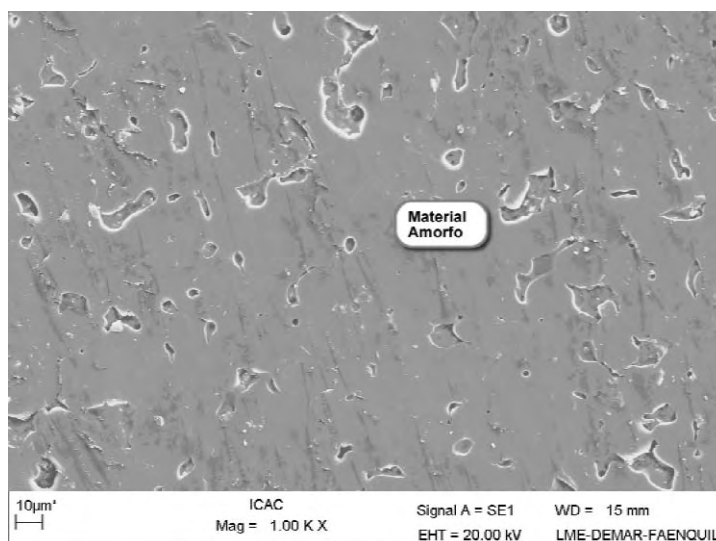


FIGURA 32 - Fotomicrografia da superfície de fratura do In-Ceram Alumina, presença de material com característica amorfa (Aumento de 1000X).

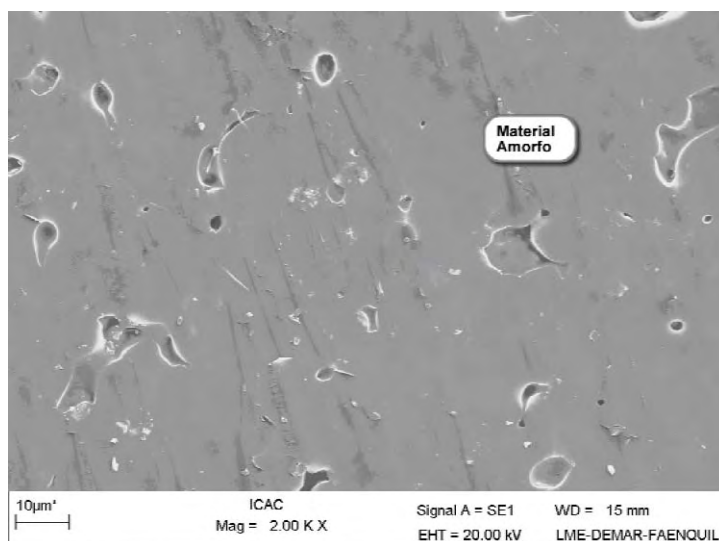


FIGURA 33 - Característica da superfície de fratura da base em In-Ceram Alumina em aumento de 2000X.

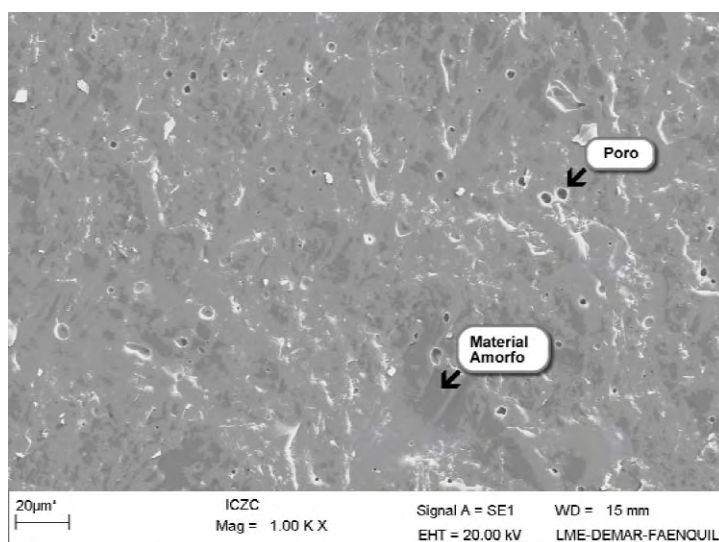


FIGURA 34 - Fotomicrografia da superfície de fratura do In-Ceram Zircônia, presença de material com característica amorfa (Aumento de 1000X).

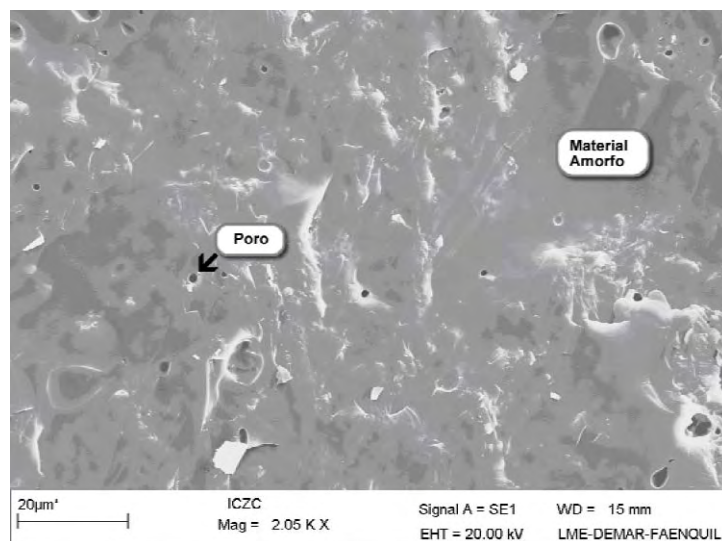


FIGURA 35 - Característica da superfície de fratura da base em In-Ceram Zircônia (Aumento de 2000X).

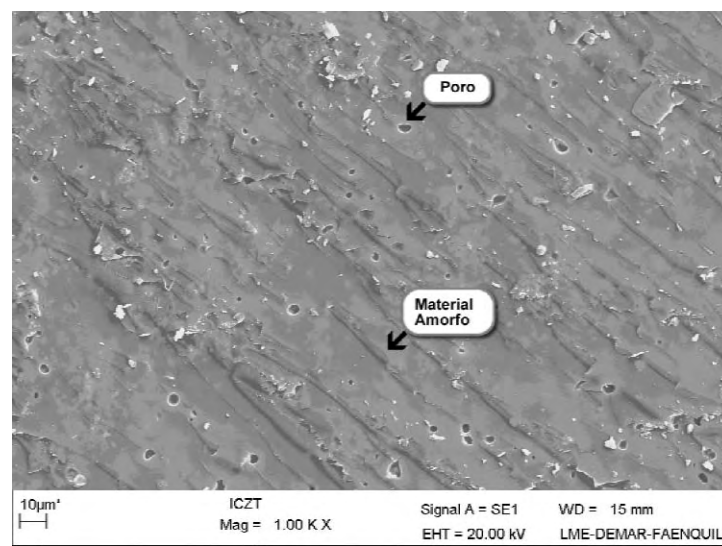


FIGURA 36 - Superfície de fratura da base em In-Ceram Zircônia, amostra submetida à ciclagem mecânica (Aumento de 1000X).

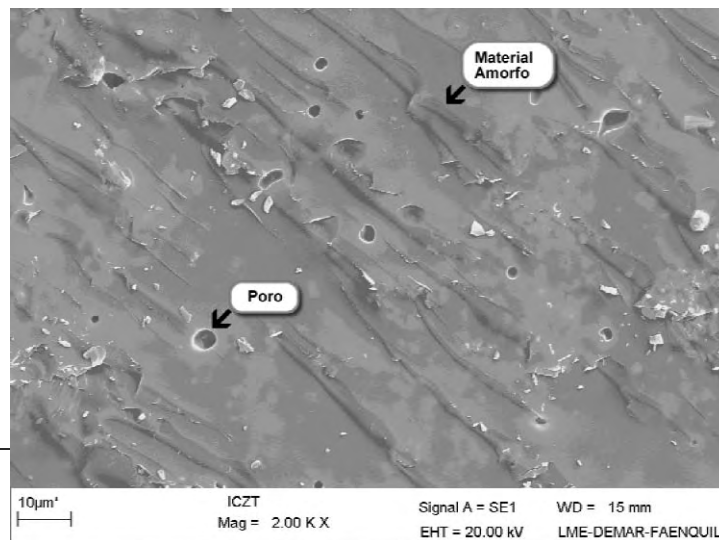


FIGURA 37 - Característica da superfície de fratura da base em In-Ceram Zircônia, presença de material com característica amorfa (Aumento de 2000X).

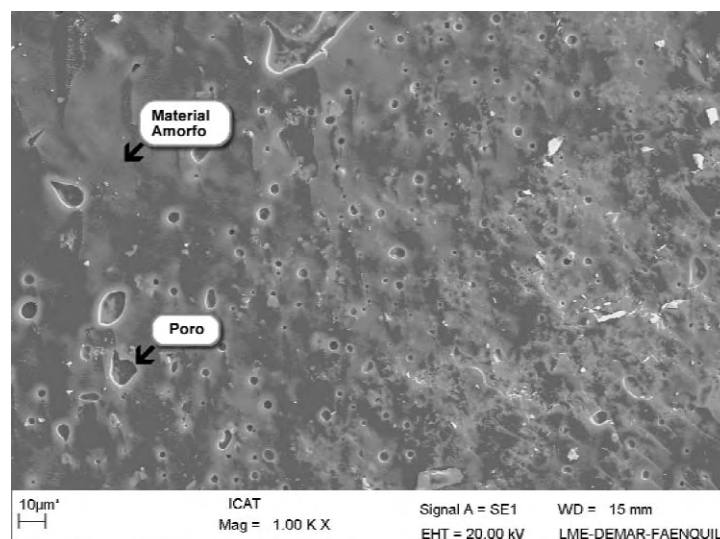


FIGURA 38 - Fotomicrografia da superfície de fratura da base em In-Ceram Alumina, amostra submetida à ciclagem mecânica (Aumento de 1000X).

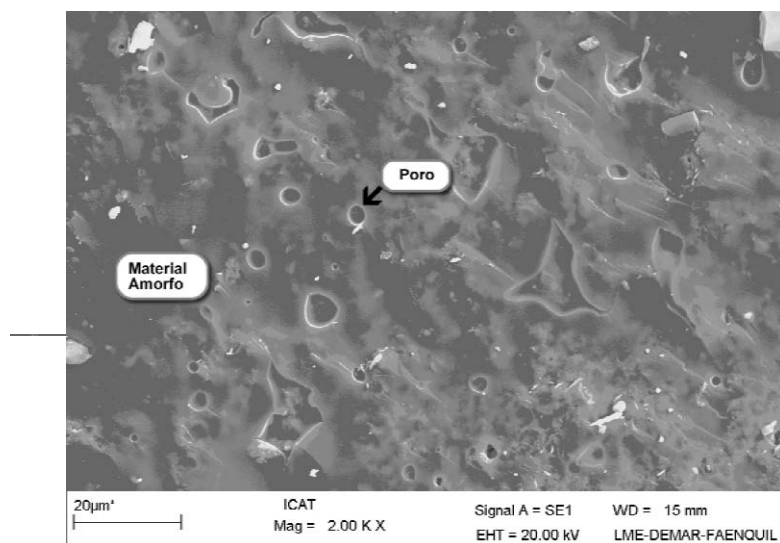


FIGURA 39 - Característica da superfície de fratura da base em In-Ceram Alumina, presença de material com característica amorfa (Aumento de 2000X).

Verificou-se a presença de estrutura amorfa sobre as bases de In-Ceram Alumina e Zircônia, para todos os grupos estudados, identificando padrão de fratura coesiva, independente da presença ou ausência de ciclagem mecânica (Figuras 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39).

6 DISCUSSÃO

Os sistemas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia vêm se consagrando com o tempo por suas ótimas propriedades estéticas e mecânicas (CHAI et al.¹¹, 2000; GUAZZATO et al.²³⁻⁴, 2004; PALLIS et al.⁴⁴, 2004; RIZKALLA & JONES⁴⁹, 2004; LÜTHY et al.³⁵, 2005), além de sua adaptação marginal adequada (PERA et al.⁴⁵, 1994; BOTTINO et al.⁹, 2001; BALKAYA et al.⁶, 2005), possibilitando a confecção de próteses unitárias e fixas de até três elementos tanto para o segmento anterior como para o posterior (KAMPOSIORA et al.³¹, 1996; PÖBSTER⁴⁶, 1993; McLAREN & WHITE³⁷, 1999; HASELTON et al.²⁵, 2000; SEGAL⁵¹, 2001). Portanto, a decisão por estudar estes sistemas cerâmicos se deu em razão destas características positivas e de sua crescente utilização no tratamento protético-restaurador.

A busca por materiais com maior resistência e tenacidade à fratura, levou ao desenvolvimento do sistema In-Ceram Zircônia, sendo estas características relacionadas à presença das partículas de zircônia (VITA⁶³, 2005). De acordo com Guazzato et al.^{21,24} (2002 e 2004), a transformação da fase tetragonal para monoclinica dos cristais de zircônio e o aumento do conteúdo cristalino conferem melhores propriedades mecânicas, dentre elas maior tenacidade à fratura, para o sistema In-Ceram Zircônia em relação ao In-Ceram Alumina.

Apesar da constatação na literatura, a partir de estudos *in vitro*, de que os sistemas In-Ceram apresentaram valores de resistência à flexão e tenacidade à fratura suficientes para suportar aos esforços mastigatórios (SEGHI & SORENSEN⁵², 1995; WAGNER & CHU⁶⁵, 1996; ZENG et al.⁷¹, 1996; CHONG et al.¹², 2002; GUAZZATO et al.²³⁻⁴, 2004; RIZKALLA & JONES⁴⁹, 2004), alguns autores como, White et al.⁶⁶ (1994); Chong et al.¹² (2002); Dias¹⁶ (2002); White et al.⁶⁹ (2005) demonstraram que a

aderência da cerâmica de revestimento estético pode limitar a resistência deste tipo de prótese, uma vez que é o ponto de maior fragilidade do conjunto. O que justificou a escolha por avaliar a resistência de união entre cerâmica de infra-estrutura e de revestimento estético.

Tem sido observado na literatura que a capacidade de união da porcelana de cobertura com a de infra-estrutura pode ser prejudicada, em função da cerâmica de revestimento estético ser uma porcelana feldspática, composta exclusivamente por fase vítrea, que é mais frágil devido à presença de porosidades internas, decorrentes de seu processo de manufatura (THOMPSON et al.⁶⁰, 1994; WHITE et al.⁶⁶, 1994; DIAS¹⁶, 2002; ABOUSHELID et al.¹, 2006)

Deste modo, de acordo com Yoshinari & Dérand⁷⁰ (1994), existem dois modos de fratura para o sistema In-Ceram Alumina: fratura completa, envolvendo infra-estrutura e cerâmica de revestimento, ou fratura do revestimento estético com infra-estrutura permanecendo intacta. Da mesma forma, White et al.⁶⁶ (1994) verificaram modo de fratura entre In-Ceram / Vitadur N ocorre na interface ceramo/cerâmica.

Já para o sistema In-Ceram Zircônia/VM7, segundo Studart et al.⁵⁷⁻⁸ (2006), a fratura foi proveniente da propagação de trincas que se originaram a partir de defeitos ou porosidades existentes na cerâmica de revestimento estético e sofreram deflexão quando alcançaram a interface de união com a infra-estrutura, promovendo um descolamento da camada de cobertura, mas não levou à completa falha da restauração. Fato confirmado por Sorensen et al.⁵⁵ (1998) e Koutayas et al.³⁴ (2000) que notaram que 70% das falhas tiveram origem em defeitos localizados na interface de união entre cerâmica de infra-estrutura e de revestimento estético.

A composição química e a presença de fase cristalina têm efeito marcante na propagação de falhas pré-existentes (STUDART et al.⁵⁹, 2006). O aumento do conteúdo cristalino das cerâmicas vítreas é acompanhado pelo aumento da resistência e tenacidade à fratura,

contudo em materiais com conteúdo cristalino equivalentes, outros fatores como porosidade, tamanho, forma e orientação dos grãos da fase cristalina são importantes na determinação das propriedades mecânicas (GUAZZATO et al.²² 2004).

O ensaio de cisalhamento foi escolhido para avaliar a resistência de união entre os sistemas In-Ceram e a cerâmica VITA VM7, com base nas afirmações de Smith et al.⁵⁴ (1992) e Segal⁵¹ (2001), pois acreditam que a fratura da cerâmica de recobrimento parece estar relacionada a forças de cisalhamento na interface entre cerâmica de infra-estrutura e de recobrimento estético. Além disso, Al-Dohan et al.² (2004) demonstraram que o teste de flexão não é adequado para avaliar a resistência de união entre cerâmica de infra-estrutura e de cobertura, devido à natureza friável das porcelanas dentais, sendo mais apropriado utilizar o ensaio de cisalhamento. Este ensaio tem sido utilizado na literatura para avaliação da resistência de união entre infra-estrutura metálica e recobrimento estético cerâmico (MALHOTRA & MAICKEL³⁶, 1980; DRUMMOND et al.¹⁸, 1984; QUINONES et al.⁴⁸, 1985; BONDIOLI & BOTTINO⁸, 2004), mas também tem sido utilizado na avaliação da resistência de união da interface ceramo-cerâmica (DIAS¹⁶, 2002; DIAS et al.¹⁷, 2002; AL-DOHAN et al.², 2004; MESQUITA³⁸, 2005). Anusavice⁴ (2005), descreveu que a tensão cisalhante como aquela que tende a resistir ao deslizamento de uma porção de um corpo sobre outro, mas também pode ser produzida pela torção de um material.

Com a finalidade de padronizar a confecção das bases dos corpos-de-prova, foram obtidos moldes em silicone de estruturas metálicas usinadas em alumínio, nas dimensões requeridas para o ensaio mecânico em questão, que serviram com matriz para aplicação da barbotina, metodologia utilizada previamente por Mesquita³⁸ (2005). Todavia, Seghi et al.⁵³ (1990); Apholt et al.⁵ (2001); Giordano II et al.²⁰ (1995); Guazzato et al.²³ (2004) também utilizaram moldes de silicone como matriz para aplicação da barbotina e obtenção de barras para ensaio de flexão.

A manipulação da barbotina para os sistemas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia obedeceu às instruções do fabricante (VITA⁶³, 2005) e foi realizada por um mesmo operador. Durante a homogeneização da mistura em ultra-som, conforme orientação do fabricante (VITA⁶³, 2005), a água foi mantida fria, utilizando cubos de gelo para este fim, pois o aquecimento da água do ultra-som, decorrente de seu funcionamento, poderia levar a formação de grumos na barbotina.

A barbotina foi aplicada no interior dos moldes e aguardou-se 24 horas para a secagem completa das bases, para que estas apresentassem uma consistência que possibilitasse sua remoção, sem que houvesse deformação, da mesma forma como foi realizado nos trabalhos de Giordano II et al.²⁰ (1995); Guazzato et al.²³ (2004) e Mesquita³⁸ (2005).

Durante o início da secagem houve a necessidade de complementar a aplicação da barbotina por diversas vezes, pois ocorria a formação de uma depressão na região central da base, em virtude da perda de umidade para o meio. Este passo foi dificultado pela tensão superficial existente, o que levou à necessidade de umedecer estas superfícies com água destilada previamente à aplicação da barbotina. Além disso, este processo não pôde ser interrompido, pois segundo o fabricante (VITA⁶²⁻³, 2005) isto poderia levar a formação camadas sobrepostas, gerando um efeito denominado de “casca de cebola”, o que prejudicaria as propriedades mecânicas do material (MIYASHITA³⁹, 2003; MESQUITA³⁸, 2005).

As bases foram sinterizadas de acordo com os ciclos determinados pelo fabricante, seguindo-se da etapa de infiltração do vidro de lantânio. O lantânio diminui a viscosidade do vidro para ajudar na infiltração e diminui os índices de refração para promover translucência ao sistema In-Ceram (KELLY et al.³², 1996).

Esta etapa conferiu resistência ao material, pois o vidro tem como função preencher as porosidades presentes no In-Ceram após a

sinterização (McLAREN & WHITE³⁷, 1999; VITA⁶²⁻³, 2005). Fato comprovado por Giordano II et al.²⁰ (1995) que caracterizaram a resistência dos componentes do sistema In-Ceram Alumina e verificaram que a infiltração por vidro da matriz de alumina sinterizada promoveu um aumento na resistência à flexão de 18,39MPa para 236,15MPa.

O pó de vidro do In-Ceram foi misturado à água destilada e aplicado em toda extensão das bases sinterizadas, deixando um espaço livre na extremidade inferior da base, para que houvesse a saída de ar presente entre os cristais da cerâmica de infra-estrutura durante a cocção e permitir infiltração completa da estrutura, uma vez que este processo ocorre por capilaridade (MIYASHITA³⁹, 2003; VITA⁶²⁻³, 2005). O cuidado em se deixar o espaço livre sem aplicação do vidro na parte inferior da base foi para garantir que houvesse completa infiltração na parte superior da base, a qual seria a interface de união. Decisão baseada no trabalho de Itinoche et al.²⁸ (2002) que constataram a ineficiência da infiltração do vidro em áreas mais profundas em estruturas de óxido de alumínio espessas.

Para a infiltração do vidro, as bases foram apoiadas sobre uma lâmina de platina com a parte superior voltada para baixo, permitindo que a parte inferior sem aplicação de vidro ficasse exposta. O processo de infiltração do vidro foi realizado sobre uma lâmina de platina, pois a platina não sofre oxidação e possui ponto de fusão superior às temperaturas utilizadas no processo de infiltração, evitando, desta forma, a contaminação da cerâmica (VITA⁶²⁻³, 2005). De acordo com as recomendações do fabricante, o excesso de vidro foi removido por meio de jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50µm e pressão de 3,0bar.

Fleming et al.¹⁹ (2005) ao avaliarem o efeito da rugosidade superficial na resistência de união entre uma cerâmica de infra-estrutura e uma de recobrimento estético, observaram que a abrasão realizada por meio de jateamento, de partículas de óxido de alumínio 50µm e 110µm,

proporcionou maiores valores de resistência de união, do que as amostras que não receberam jateamento, porém não houve diferença com relação ao tamanho das partículas de óxido de alumínio.

A aplicação da cerâmica de recobrimento estético foi realizada de forma semelhante aos trabalhos de Dias¹⁶ (2002); Bondioli & Bottino⁸ (2004); Kojima³³ (2005) e Mesquita³⁸ (2005), utilizando um dispositivo de teflon. Sendo a condensação e remoção do excesso de umidade realizada com papel absorvente conforme previamente realizado por Quinones et al.⁴⁸ (1985) e Mesquita³⁸ (2005).

As cerâmicas dentais, em geral, são susceptíveis a tensões mecânicas devido sua natureza frágil, neste contexto o ensaio de ciclagem mecânica, permitiu a simulação das condições bucais (TWIGGS et al.⁶¹, 1995; OHYAMA et al.⁴³, 1999), reproduzindo os esforços gerados durante o processo de mastigação.

Como o objetivo deste trabalho foi verificar a influência da ciclagem mecânica na resistência de união dos sistemas cerâmicos, sem que houvesse fratura dos corpos-de-prova, optou-se pela realização de 20000 ciclos, carga de 50N, frequência de 1Hz e imersão em água destilada a 37°C, da mesma forma como realizado previamente por Itinoche et al.²⁹ (2004).

As dimensões finais dos corpos-de-prova seguiram os padrões do dispositivo utilizado para o ensaio de cisalhamento desenvolvido por Itinoche²⁶ (1999). Este dispositivo, tipo pistão, possibilitou direcionamento das forças na interface metal/cerâmica, semelhante à incidência de forças em próteses metalocerâmicas em ambiente bucal. A escolha deste dispositivo foi confirmada pelo trabalho de Kojima³³ (2005), que encontrou melhores resultados para o dispositivo de carregamento tipo pistão, quando comparado à fita de aço inoxidável e ao cinzel.

A estatística descritiva dos dados de resistência de união, obtidos por meio do ensaio de cisalhamento, revelou médias e desvios-padrão de $31,11 \pm 10,54$ MPa para o In-Ceram Alumina e de $43,93 \pm 9,81$ MPa para o

In-Ceram Zircônia, independente da presença ou não de ciclagem mecânica. Estes valores apresentam confiabilidade, uma vez que o valor determinado pela norma ISO 9693 para união metalocerâmica é de 25MPa, além disso, valores aproximados também foram encontrados por Bondioli & Bottino⁸ (2004) e AlDohan et al.² (2004).

Os resultados de resistência de união ao cisalhamento para o In-Ceram Alumina/VM7, em torno de 30MPa, foram semelhantes aos encontrados previamente por AlDohan et al.² (2004) e Mesquita³⁸ (2005). Sendo que Mesquita³⁸ (2005) realizou ensaio de cisalhamento com dispositivo semelhante e em corpos-de-prova nas mesmas dimensões, porém encontrou valores também em torno de 30MPa para o In-Ceram Zircônia/VM7, enquanto que no presente trabalho a média esteve por volta de 40MPa. Esta diferença de 10MPa, apesar de representar diferença estatisticamente significativa, pode não apresentar significado clínico, uma vez que a manipulação da cerâmica é complexa e pode induzir à variação nos resultados.

Por meio do teste ANOVA, verificou-se diferença estatisticamente significativa entre os dois sistemas cerâmicos, sendo que o In-Ceram Zircônia apresentou maior resistência de união à cerâmica de cobertura (VITA VM7) do que o In-Ceram Alumina. Este resultado pode ser explicado pelo fato de os cristais de zircônio presentes no In-Ceram Zircônia, possuírem estrutura cristalina com conformação tetragonal, que segundo o fabricante apresenta maior afinidade estrutural à cerâmica de recobrimento estético, levando a um molhamento mais efetivo da fase vítrea em direção às porosidades (VITA⁶³, 2005).

Não existe uma padronização para os ensaios de ciclagem mecânica, quanto ao número de ciclos, frequência e carga aplicada, assim, verificou-se na literatura uma grande variabilidade nestes parâmetros, o que dificultou a comparação com os resultados obtidos (YOSHINARI & DÉRAND⁷⁰, 1994; WHITE et. al.⁶⁷, 1995; CORRER

SOBRINHO et al.¹³, 1998; STRUB & BESCHNIDT⁵⁶, 1998; JUNG et al.³⁰, 2000; DIAS et al.¹⁷, 2002; ITINOCHE et. al.²⁹, 2004).

Com base nos resultados obtidos, verificou -se que a ciclagem mecânica não apresentou influência na resistência de união ao cisalhamento entre os sistemas In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e a cerâmica VM7. Achado que corrobora com o trabalho de Dias¹⁶ (2002) que também não notou diferença na interface cisalhada ao avaliar a união entre o sistema in-Ceram Alumina e a cerâmica Vitadur Alpha, utilizando parâmetros para ciclagem mecânica compatíveis, ou seja, 50000 ciclos, carga de 5N e frequência de 20Hz. Assim como, Ohyama et al.⁴³ (1999) e Itinoche et al.²⁹ (2004) verificaram que a ciclagem mecânica não influenciou nos valores de resistência à flexão biaxial dos sistemas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia, respectivamente.

Em contrapartida Yoshinari & Dérand⁷⁰ (1994), Correr Sobrinho et al.¹³ (1998) e Strub & Beschmidt⁵⁶ (1998) observaram que a ciclagem mecânica diminuiu a resistência do In-ceram Alumina. Para estes autores, a redução da resistência, causada pela ciclagem mecânica, ocorre em função do aumento da quantidade de microdefeitos e a propagação de trincas. Esta diferença encontrada pode ser explicada pelo fato de utilizarem um maior número de ciclos ou aplicarem carga de maior intensidade, comparando-se aos parâmetros para ciclagem mecânica adotados para presente trabalho. Assim, Yoshinari & Dérand⁷⁰ (1994) e Correr Sobrinho et al.¹³ (1998) realizaram 10000 ciclos, com carga variando de 20N a 300N e frequência de 1Hz. Enquanto que Strub & Beschmidt⁵⁶ (1998) submeteram seus corpos-de-prova a $1,2 \times 10^6$ ciclos, a uma carga de 49N e frequência de 1,7Hz.

A resistência de união entre cerâmica de recobrimento estético Vitadur Alpha, substituída recentemente pela VITA VM7, e o In-Ceram Zircônia foi primeiramente estudada por meio de ensaio de tração, na universidade de Tübingen - Alemanha. Foram observadas falhas somente na cerâmica de recobrimento, sendo que a superfície de união

permaneceu intacta e os resultados mostraram-se comparáveis aos sistemas metalocerâmicos (VITA⁶³, 2005).

Tanto a análise da superfície de fratura em estereomicroscópio quanto a microscopia eletrônica de varredura evidenciaram falhas coesivas da cerâmica de recobrimento estético, concordando com a literatura que evidencia este tipo de falha para restaurações ceramocerâmicas (AIDOHAN et al.², 2004; MESQUITA³⁸, 2005; ABOUSHELID et al.¹, 2006).

Na análise em estereomicroscópio foi possível observar a presença de remanescente da cerâmica de cobertura nas bases de In-Ceram Alumina e Zircônia, caracterizando um padrão de fratura coesiva. Fato confirmado pela microscopia eletrônica de varredura, na qual pôde-se observar a presença de material amorfo, característica das cerâmicas de recobrimento, sobre as superfícies das bases em In-Ceram. Além disso, na microscopia eletrônica de varredura, também foi avaliado o estado de densificação da microestrutura e os possíveis defeitos decorrentes do processo de manufatura que poderiam afetar no ensaio mecânico, como por exemplo a presença de poros.

Al-Dohan² et al. (2004) também encontraram falhas coesivas entre porcelana de infra-estrutura e de cobertura, segundo estes autores esse fato se explica por estes dois materiais serem fundidos juntos e certos elementos serem difundidos através da interface, podendo existir uma união química entre as duas cerâmicas. E de acordo com Odén et al.⁴² (1998) a resistência da porcelana de cobertura em combinação com alumínio do *coping* tem demonstrado ser excelente.

Desta forma, com base na revisão de literatura e resultados obtidos, pôde-se verificar que a cerâmica de recobrimento estético, que é uma porcelana feldspática, limita a resistência do conjunto infra-estrutura e cerâmica de cobertura, porém sua resistência de união às cerâmicas de infra-estrutura avaliadas é boa. Fato justificado pelo padrão de falha coesivo da cerâmica de recobrimento estético e obtenção de valores de

resistência de união ao cisalhamento comparáveis aos observados na literatura para sistemas metalocerâmicos.

7 CONCLUSÃO

Considerando a metodologia utilizada e os resultados obtidos foi possível concluir que:

- a) a ciclagem mecânica não influenciou na resistência de união dos sistemas cerâmicos estudados;
- b) o sistema In-Ceram Zircônia / VITA VM 7 apresentou maiores valores de resistência de união ao cisalhamento do que o sistema In-Ceram Alumina / VITA VM 7.

8 REFERÊNCIAS *

- 1 ABOUSHELID, M.N.; KLEVERLAAN, C.J.; FEILZER, A.J. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: zirconia veneering ceramics. **Dent Mater** (artigo aceito para publicação em Oct. 2005). Disponível em: <http://www.sciencedirect.com>. Acesso em: 2 mar. 2006.
- 2 AL-DOHAN, H.M. et al. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. **J Prosthet Dent**, v.91, n.4, p.349-55, Apr. 2004.
- 3 ANUSAVICE, K.J. Cerâmicas odontológicas. In_. **Phillips: materiais dentários**. Trad. A. Dourado et al. 11.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. Cap. 21, p.619-78.
- 4 ANUSAVICE, K.J. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In_. **Phillips: materiais dentários**. Trad. A. Dourado et al. 11.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. Cap. 4, p.69-97.
- 5 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.
- 6 BALKAYA, M.C.; CINAR, A.; PAMUK, S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent**, v.93, n.4, p.346-55, Apr. 2005.
- 7 BLATZ, M.B. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. **Quintessence Int**, v.33, n.6, p.415-26, June 2002.
- 8 BONDIOLI, I.R.; BOTTINO, M.A. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. **Informação e documentação**: referências, elaboração. NBR6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

- casting mold at three different temperatures. **J Prosthet Dent**, v.91, n.6, p.541-7, June 2004.
- 9 BOTTINO, M.A.; QUINTAS, A.F.; MIYASHITA, E.; GIANNINI, V. Materiais cerâmicos. In_. **Estética em reabilitação oral: metal free**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. Cap. 5, p.211-332.
 - 10 CASTELLANI, D. et al. Resistance of fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, v.7, n.2, p.149-54, Apr. 1994.
 - 11 CHAI, J. et al. Probability of fracture of all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, v.13, n.5, p.420-4, Sept./Oct. 2000.
 - 12 CHONG, K. et al. Flexural strength of in-ceram alumina and in-ceram zirconia core materials. **Int J Prosthodont**, v.15, n.2, p.183-8, Mar./Apr. 2002.
 - 13 CORRER SOBRINHO, L. et al. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crowns systems. **Int J Prosthodont**, v.11, n.3, p.255-62, May/June 1998.
 - 14 CORRER SOBRINHO, L. et al. Materiais cerâmicos. In:_. MIYASHITA, E.; FONSECA, A.S. **Odontologia estética: o estado da arte**. São Paulo: Artes Médicas, 2004. Cap.6, p.155-80.
 - 15 DeHOFF, P.H.; ANUSAVICE, K.J. Shear stress relaxation of dental ceramics determined from creep behavior. **Dent Mater**, v. 20, n.8, p.717-25, Oct. 2004.
 - 16 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 de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2002.
 - 17 DIAS, A.H.M. et al. A influência da ciclagem mecânica na união infraestrutura cerâmica-revestimento cerâmico. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, v.5, n.1, p.64-8, jan./ abr. 2002.

- 18 DRUMMOND, J.L. et al. Shear testing of the porcelain-metal bond. **J Dent Res**, v.63, n.12, p.1400-1, Dec. 1984.
- 19 FLEMING, G.J.P.; NOLAN, L.; HARRIS, J.J. The in-vitro clinical failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures: the influence of interfacial surface roughness. **J Dent**, v. 33, n.5, p.405-12, May 2005.
- 20 GIORDANO II, R.A. et al. Flexural strength of a glass infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. **J Prosthet Dent**, v.73, n.5, p.411-8, May 1995.
- 21 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.
- 22 GUAZZATO, M. et al. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. **Int J Prosthodont**, v.17, n.2, p.142-9, Mar./Apr. 2004.
- 23 GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dent Mater**, v.20, n.5, p.441-8, June 2004.
- 24 GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dent Mater**, v.20, n.5, p.449-56, June 2004.
- 25 HASELTON, D.R.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; HILLIS, S.L. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. **J Prosthet Dent**, v.83, n.4, p.396-401, Apr. 2000.
- 26 ITINOCHE, M.K. **Estudo da resistência ao cisalhamento entre ligas metálicas e materiais compostos para revestimento estético: cerômero e polímero de vidro**. 1999. 78f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em

- Prótese) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 1999.
- 27 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.
 - 28 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).
 - 29 ITINOCHE, M.K. et al. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. **Cienc Odontol Bras**, v.7, n.2, p.47-54, 2004.
 - 30 JUNG, Y.G. et al. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. **J Dent Res**, v.79, n.2, p.722-31, Feb. 2000.
 - 31 KAMPOSITORA, P. et al. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. **Quintessence Int**, v.27, n.10, p.701-6, Oct. 1996.
 - 32 KELLY, J.R. et al. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **J Prosthet Dent**, v.75, n.1, p.18-32, Jan. 1996.
 - 33 KOJIMA, A.N. **Avaliação do tipo de carregamento, pela análise de elementos finitos, sobre a resistência de união ao cisalhamento da interface metal/porcelana (Ni-Cr/VITA OMEGA 900)**. 2005. 90f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.
 - 34 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.
- 35 LÜTHY, H. et al. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. **Dent Mater**, v.21, n.10, p.930-7, Oct. 2005.
 - 36 MALHOTRA, M.L.; MAICKEL, L.B. Shear bond strength in porcelain-metal restorations. **J Prosthet Dent**, v.43, n.4, p.397-400, Apr. 1980.
 - 37 McLAREN, E.A.; WHITE, S.N. Glass-infiltrated zircônia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. **Pract Periodont Aesthet Dent**, v.11, n.8, p.985-94, Oct. 1999.
 - 38 MESQUITA, A.M.M. **Avaliação da resistência de união, sob ciclagem térmica, entre cerâmicas infiltradas por vidro e uma cerâmica de cobertura frente a um ensaio de cisalhamento**. 2005. 106f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.
 - 39 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.
 - 40 MIYASHITA, E. et al. Sistema In Ceram. In:_. MIYASHITA, E.; FONSECA, A.S. **Odontologia estética: o estado da arte**. São Paulo: Artes Médicas, 2004. Cap.10, p.249-70.
 - 41 MORENA, R. et al. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. **J Dent Res**, v.65, n.7, p. 993-7, July 1986.
 - 42 ODÉN, A. et al. Five-year evaluation of Procera AllCeram crowns. **J Prosthet Dent**, v.80, n.4, p.450-6, Oct. 1998.

- 43 OHYAMA, T.; YOSHINARI, M.; ODA, Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **Int J Prosthodont**, v. 12, n.1, p.28-37, Jan./Feb. 1999.
- 44 PALLIS, K. et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. **J Prosthet Dent**, v.91, n.6, p.561-9, June 2004.
- 45 PERA, P. et al. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic. **J Prosthet Dent**, v.72, n.6, p.585-90, Dec. 1994.
- 46 PRÖBSTER L. Survival rate of In-Ceram restorations. . **Int J Prosthodont**, v.6, n.3, p.259-63, May/June 1993.
- 47 PRÖBSTER L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. **J Oral Rehabil**, v.23, n.2, p.147-51, Feb. 1996.
- 48 QUINONES, E.E.; VERMILYEA, S.G.; GRISWOLD, W.H. Apparent bond strength of nonnoble alloy-porcelain combinations. **J Prosthet Dent**, v.54, n.3, p.359-61, Sept. 1985.
- 49 RIZKALLA, A.S.; JONES, D.W. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. **Dent Mater**, v.20, n.2, p.207-12, Feb. 2004.
- 50 SCOTTI, R.; CATAPANO, S.; D'ELIA, A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. **Int J Prosthodont**, v.8, n.4, p.320-3, July/Aug. 1995.
- 51 SEGAL, B.S. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. **J Prosthet Dent**, v.85, n.6, p.544-50, June 2001.
- 52 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.
- 53 SEGHI, R.R.; DENRY, J.L.; ROSENSTIEL, S.F. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. **Dent Mater**, v.6, n.3, p.181-4, July 1990.

- 54 SMITH, T.B.; KELLY, J.R.; TESK, J.A. Fracture behavior of In-Ceram and PFM crowns. **J Dent Res**, v. 71, Sp. Iss., p.321, 1992. (Abstract 1722).
- 55 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.
- 56 STRUB, J.R.; BESCHNIDT, S.M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont**, v.11, n.6, p.602-9, Nov./Dec. 1998.
- 57 STUDART, A.R. et al. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. **Dent Mater** (artigo aceito para publicação em Jan. 2006). Disponível em: <http://www.sciencedirect.com>. Acesso em: 2 mar. 2006.
- 58 STUDART, A.R. et al. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. **Dent Mater** (artigo aceito para publicação em Dec. 2005). Disponível em: <http://www.sciencedirect.com>. Acesso em: 2 mar. 2006.
- 59 SUÁREZ, M.J. et al. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia Posterior FPDs. **Int J Prosthodont**, v.17, n.1, p.35-8, Jan./Feb. 2004.
- 60 THOMPSON, J.Y. et al. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. **J Dent Res**, v.73, n.12, p.1824-32, Dec. 1994.
- 61 TWIGGS, S.W. et al. Cyclic fatigue of a model feldspathic porcelain. **Dent Mater**, v. 11, n.4, p.273-6, July 1995.
- 62 VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. **All ceramics systems:** VITA In-Ceram Alumina: directions for use fabrication of the framework in the slip-casting technique. Bad Säckingen, 2005. 24p.
- 63 VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. **All ceramics systems:** VITA In-Ceram Zirconia: working instructions fabrication of the substructure with the slip technique. Bad Säckingen, 2005. 28p.

- 64 VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. **Veneering material:** VITA VM7. Bad Säckingen, 2005. 6p.
- 65 WAGNER, W.C.; CHU, T.M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. **J Prosthet Dent**, v.76, n.2, p.140-4, Aug. 1996.
- 66 WHITE, S.N. et al. Moduli of rupture of layered dental ceramics. **Dent Mater**, v. 10, n.1, p.52-8, Jan. 1994.
- 67 WHITE, S.N. et al. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. **Int J Prosthodont**, v. 8, n.5, p.413-20, Sept./Oct. 1995.
- 68 WHITE, S.N. et al. Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in a feldspathic porcelain. **Dent Mater**, v.13, n.2, p.103-10, Mar. 1997.
- 69 WHITE, S.N. et al. Flexural strength of a layered zircônia and porcelain dental all-ceramic system. **J Prosthet Dent**, v.94, n.2, p.125-31, Aug. 2005.
- 70 YOSHINARI, M.; DÉRAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, v.7, n.4, p.329-37, July/Aug. 1994.
- 71 ZENG, K.; ODÉN, A.; ROWCLIFFE, D. Flexural tests on dental ceramics. **Int J Prosthodont**, v.9, n.5, p.183-9, Sept./Oct. 1996.
- 72 ZENG, K.; ODÉN, A.; ROWCLIFFE, D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. **Int J Prosthodont**, v.11, n.2, p.183-9, Mar./Apr. 1998.

Apêndice - Resultados obtidos do ensaio de cisalhamento.

Tabela 4 - Valores de resistência de cisalhamento obtidos no ensaio de cisalhamento, segundo o tipo de cerâmica e a condição de ciclagem mecânica (CM)

Alumina		Zircônia	
Sem CM	Com CM	Sem CM	Com CM
33,15	32,89	47,32	44,24
22,36	19,83	34,84	29,25
43,21	45,02	24,81	30,74
38,68	32,91	54,69	40,24
13,81	36,66	23,23	47,23
47,75	31,02	47,48	52,62
27,85	27,66	58,66	41,90
23,12	38,16	43,09	43,55
26,71	18,04	57,31	59,67
14,29	40,26	47,34	44,98
46,30	45,01	48,70	47,28
23,27	18,58	44,52	40,58

LANDIM, K.T. **Evaluation of the influence of cyclic loading on shear bond strength between one glass veneer ceramic and two glass-infiltrated ceramics.** 2006. 105f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

ABSTRACT

This study evaluated the influence of cyclic loading on shear bond strength between two glass-infiltrated ceramics for substructure (In-Ceram Alumina – Vita Zahnfabrik and In-Ceram Zirconia – Vita Zahnfabrik) and one glass veneer ceramic (VITA VM7 – Vita Zahnfabrik). Twenty four cylindrical samples with 4mm diameter per 5mm high was to prepare for each ceramics for substructure. Subsequently, the veneer ceramic was applied to ceramic substructure, resulting in 4mm diameter per 9mm high specimens. They were divided in four groups ICA; ICAM; ICZ and ICZM. The groups ICAM and ICZM where cyclic loading from 50N, 1Hz during 20000 cycles. Shear bond testing was performed in a universal testing machine (DL – 1000 model, EMIC – Equipamentos e Sistemas LTDA., São José dos Pinhais – PR – Brasil), with crosshead speed of 0,5mm/min and the specimens were loaded until failure. The interfaces of representative fractured specimens of each group were examined with microscopy (20x) and scanning electron microscopy. The mean values and standard deviations were: ICA (30,04 ± 11,74); ICAM: (32,17 ± 9,59); ICZ: (44,33 ± 11,47); ICZM: (43,52 ± 8,33). Data for shear bond strength (MPa) where statistically analysed by variance analysis (ANOVA) two factors and Tukey's test (P<0,05). The results showed statistically significant differences between the groups In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia, however the cyclic loading effect was not influenced on bond strength between ceramics for substructure and veneer ceramic studied.

KEYWORDS: Ceramics; glass; dental materials; shear strength; scanning electron microscope; variance analysis.