**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS**

**Programa de Pós-graduação em Odontologia**

# AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE INFRA-ESTRUTURAS DE ZIRCÔNIA E PORCELANAS DE COBERTURA

**LUCILIA FONSECA DE MENEZES**

**Belo Horizonte**

**2011**

**Lucilia Fonseca de Menezes**

# AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE INFRA-ESTRUTURAS DE ZIRCÔNIA E PORCELANAS DE COBERTURA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínicas Odontológicas – Ênfase: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen

**Belo Horizonte**

**2011**

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Menezes, Lucília Fonseca de
M543a Avaliação da resistência de união entre infra-estruturas de zircônia e porcelanas de cobertura / Lucília Fonseca de Menezes. Belo Horizonte, 2011.
67f. : il.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Cerâmica odontológica. 2. Zircônio. 3. Resistência à tração. I. Jansen, Wellington Corrêa. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-08

# FOLHA DE APROVAÇÃO

**DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus queridos pais, que não puderam esperar pela finalização deste curso...

Ao meu querido marido Marcilio, companheiro de todas as horas...

À minha filha Luísa, meu presente lindo de Deus!

## AGRADECIMENTOS

À Deus, a quem entrego toda minha vida.

À minha mãe e amiga Lydia (*in memorian*), meu grande exemplo de garra e perseverança. Ao meu pai João Leles (*in memorian*), minha referência de humildade e integridade. Amo vocês eternamente!

Ao meu amor Marcilio, por todo apoio e compreensão. Meu parceiro de projetos e conquistas!

À minha filha Luísa, por suportar minha falta por todo este período. Você é a luz do meu caminho!

À minha família, especialmente aos Tios Eduardo, Valdenice, Zequinha, Justino, por todo incentivo.

Ao meu Orientador, Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen, por toda dedicação e senso de pesquisa. Professor de grande inteligência e competência.

Ao Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian, pelos ensinamentos como professor e ser humano.

Ao Prof. Dr. Marcos Dias Lanza, por quem tenho enorme admiração profissional.

Ao Prof. Dr. Martinho Campolina Rabello Horta, pela Análise Estatística.

Ao Prof. Dr. Eduardo Oliva, pelo grande incentivo.

Aos novos amigos, colegas de Mestrado, com quem partilhei esta nova experiência de vida, especialmente Juliana, Belmiro, Stênio, Fernanda e Paulo Henrique.

À empresa 3M ESPE®, pela doação de material a esta pesquisa.

Ao Laboratório Futuro, pelo apoio técnico na confecção dos corpos de prova.

À Prefeitura Municipal de Vitória da Conquista, pela liberação das atividades na semana deste Curso.

Ao Sindicato dos Comerciários, por toda compreensão.

Meus sinceros agradecimentos!

**EPÍGRAFE**

**“Tudo posso naquele que me fortalece.”**

**Fl, 4:13**

## RESUMO

Restaurações em porcelana devido a sua estética, biocompatibilidade e resistência têm sido usadas em substituição às de metalo/cerâmicas com freqüência, e o desenvolvimento de infra-estruturas, com alta resistência como a de zircônia, ampliaram o seu campo de atuação para pontes fixas posteriores. A resistência ao estresse da frágil porcelana de cobertura e sua união com a infra-estrutura cerâmica é que determinam a longevidade destas restaurações no meio bucal. O propósito deste trabalho foi avaliar a resistência de união entre duas infra-estruturas de zircônia e dois tipos de porcelana de cobertura. Foram confeccionados 20 corpos de prova divididos em 4 grupos (n=5): Grupo 1- Cerâmica de zircônia LAVA – porcelana de cobertura Vita VM9; Grupo 2- Cerâmica de zircônia LAVA – porcelana de cobertura IPS e-max Ceram; Grupo 3- Cerâmica de zircônia CERAMILL ZI – porcelana de cobertura Vita VM9 e Grupo 4- Cerâmica de zircônia CERAMILL ZI – porcelana de cobertura IPS e-Max Ceram.Os cilindros de zircônia foram obtidos por meio de um padrão em resina acrílica com um de um dispositivo metálico. As porcelanas de cobertura foram aplicadas pelo processo de condensação nos quatro grupos experimentais e submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de ensaio. Pôde-se concluir que tanto o fator cerâmica de infra estrutura quanto o fator cerâmica de cobertura não apresentaram diferenças significantes.



**Palavras chave:** Cerâmica. Resistência de união. Zircônia.

## ABSTRACT

Porcelain restorations due to its aesthetic, biocompatibility and resistance have been used to replace the metal / ceramic with frequency, and the development of infrastructure, with high resistance such as zirconia, expanded their field for bridges later. Resistance to stress the fragile porcelain coverage and its union with the infrastructure ceramic that determine the longevity of these restorations in the oral environment. The purpose of this study was to evaluate the bond strength between two infrastructures and two types of zirconia veneering porcelain. 20 specimens were prepared and divided into 4 groups (n = 5): Group 1 - LAVA Zirconia Ceramics - veneering porcelain Vita VM9, Group 2 - LAVA Zirconia Ceramics - veneering porcelain IPS e-max Ceram, Group 3 - zirconia ceramic CERAMILL ZI - veneering porcelain Vita VM9 and Group 4 - ZI CERAMILL zirconia ceramic - porcelain coverage and IPS-Max Ceram. The zirconia cylinders were obtained by means of a standard acrylic resin with metallic device. The porcelains of coverage were applied by the condensation process in the four experimental groups and subjected to shear stress in machine test. It could be concluded that both the ceramic factor of infrastructure and the coverage factor ceramics did not exhibit significant differences.



**Key words:** Ceramics. Bond strength. Zirconia.

## LISTA DE ABREVIATURAS

C - cúbica

CAD - Computer Aided Design

CAM - Computer Aided Manufacturing

CET - Coeficiente de Expansão Térmica

EDX - Espectrometria dispersiva de Raios X

LTD - Degradação por baixas temperaturas

M - monoclínica

MEV - Microscopia eletrônica de varredura

MTBS - Teste de resistência a micro-tração

MEF - Método dos Elementos Finitos

PFs - Próteses Fixas

SBS - Teste de resistência ao cisalhamento

T - tetragonal

Y-TZP - Zircônia estabilizada com óxido de Ítrio

## LISTA DE SIGLAS

μ - micrometro

N - Newton

MPa - mega Pascal

GPa - giga Pascal

℃ - graus centígrados

**SUMÁRIO**

**1 INTRODUÇÃO ..... 11**

**2 REVISÃO DE LITERATURA ..... 13**
**2.1 Considerações sobre Zircônia ..... 13**
**2.2 Resistência de União Infra-Estrutura/Porcelana de Cobertura ..... 19**

**3 OBJETIVOS ..... 40**
**3.1 Objetivos gerais ..... 40**
**3.2 Objetivos específicos ..... 40**

**4 MATERIAL E MÉTODOS ..... 41**
**4.1. Preparação dos corpos de prova ..... 41**
***4.1.1 Dispositivo para confecção da amostra e aplicação da força de cisalhamento* ..... 41**
***4.1.2. Preparação da infra-estrutura em Ceramill ZI* ..... 43**
***4.1.3. Preparação da infra-estrutura em Lava* ..... 43**
***4.1.4 Aplicação das porcelanas de cobertura* ..... 44**
***4.1.5 Ensaio de cisalhamento para avaliar a resistência de união cerâmica/porcelana* ..... 45**

**5 RESULTADOS ..... 46**

**ARTIGO ..... 47**

**REFERÊNCIAS ..... 63**

**ANEXO ..... 67**

# 1 INTRODUÇÃO

Por que somos tão interessados em restaurações de cerâmica? A resposta é simples: estética durável e resistência. As restaurações cerâmicas permanecem atraentes por muitos anos, e nenhum outro material dentário pode suplantar esta característica! Cerâmicas desenvolvidas por meio de novas tecnologias têm permitido a confecção de infra-estruturas com propriedades mecânicas e estéticas satisfatórias, tornando-as uma opção às infra-estruturas metálicas para as restaurações odontológicas. Estas vêm sendo utilizadas em próteses fixas unitárias e em pontes fixas, que além de estética preservam a cor natural dos tecidos moles, têm baixo potencial alergênico e biocompatibilidade (Della Bona, 2009).

Vários materiais podem ser usados como infra-estrutura: metal, cerâmica reforçada com leucita, cerâmica infiltrada de vidro, dissilicato de lítio, alumina e zircônia. A zircônia é um biomaterial muito interessante devido às seguintes propriedades: altos valores de resistência, tenacidade de fratura e dureza, resistência ao desgaste e bom comportamento à fricção, isolamento elétrico, baixa condutividade térmica, resistência à corrosão na maioria dos ácidos e alcalóides, módulo de elasticidade semelhante ao aço e coeficiente de expansão térmica (CET) semelhante ao ferro. Entretanto, como os materiais cerâmicos de alta resistência são essencialmente opacos, eles precisam ser recobertos com cerâmicas de características mais estéticas, ou seja, cerâmicas predominantemente vítreas. Estas são usadas para mimetizar as propriedades ópticas do esmalte e da dentina. E assim como a maioria das cerâmicas, as propriedades dos materiais dependem de muitos fatores, entre eles a compatibilidade da infra-estrutura de zircônia com a cerâmica de cobertura. Vários estudos têm avaliado as propriedades da infra-estrutura de cerâmica e da porcelana de cobertura separadamente. Porém, um conhecimento da influência dessas propriedades no conjunto infra-estrutura/porcelana se faz necessário para estimar a durabilidade das restaurações em meio bucal. Fabricantes e pesquisadores têm concentrado suas atenções no aumento da resistência da infra-estrutura, enquanto a união entre elas não vem sendo adequadamente considerada. Contudo, o lascamento da cerâmica de cobertura nas restaurações de zircônia continua a ser um problema a ser resolvido.

O objetivo deste estudo é investigar a resistência de união entre as infra-estruturas de zircônia e diferentes cerâmicas de cobertura.

# 2 REVISÃO DE LITERATURA

## 2.1 Considerações sobre zircônia

Zircônia é um nome dado ao dióxido de zircônio ($ZrO_2$). O zircônio é um metal, na tabela periódica de elementos químicos possui o símbolo Zr e seu estado físico se encontra na forma sólida. O óxido de zircônio ou zircônia é um composto que vem sendo usado, nos últimos anos, no setor de cerâmica avançada, como relata Silva, 2001, no Balanço Mineral Brasileiro. É um material polimórfico, e assim, ela pode exibir mais que uma estrutura cristalina, dependendo da temperatura e das condições de tensão. A zircônia pura é monoclínica (M) em temperatura ambiente. Esta fase é estável até 1.170° centígrados. Sob altas temperaturas, ela se transformará em tetragonal (T), e mais tarde em fase cúbica (C) a 2.370℃. A transformação de fase que ocorre durante o resfriamento à temperatura ambiente é associada com uma grande expansão volumétrica. Tensões geradas pela expansão causam fendas nas cerâmicas de zircônia pura, na qual, após ser sinterizada entre 1.500° e 1.700℃, pode quebrá-la em pedaços à tempe ratura ambiente. A adição de óxidos estabilizadores à zircônia pura permite a produção de materiais multifásicos. A adição de 3 a 6% de carga de $Y_2O_3$ (óxido de ítrio) pode prevenir a transformação polimórfica durante o aquecimento e resfriamento. Através do sistema de zircônia $ZrO_2$-$Y_2O_3$, pode-se obter um material cerâmico consistindo apenas da fase tetragonal, na qual é conhecida como zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP), conforme Cavalcanti em 2008. Este é um material cerâmico com propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas odontológicas. Cerâmicas Y-TZP exibem um mecanismo conhecido como aumento da tenacidade por transformação induzida por tensão. Quando uma fratura começa a se propagar na estrutura da cerâmica, os cristais tetragonais metaestáveis próximos à ponta da fratura se transformam na fase monoclínica estável, e esta transformação acarreta em uma expansão volumétrica de 3-4% em volume, a qual induz tensões de compressão que irão opor-se à rachadura e dificultar sua propagação. A boa estabilidade química e dimensional das cerâmicas Y-TZP, aliada a alta resistência à

fratura e ao módulo de Young da mesma magnitude das ligas de aço inoxidável deu origem ao interesse no uso da zircônia como biomaterial cerâmico. A principal aplicação deste material é a reconstrução da articulação do quadril, no entanto, seu uso na prática odontológica vem sendo proposto devido à crescente demanda por restaurações livres de metal e às aprimoradas propriedades mecânicas destes materiais (CAVALCANTI, 2008).

Os minerais de zircônio para serem usados como matéria prima em odontologia necessitam de processos complexos de separação de elementos e materiais que podem ser radioativos como *Urania* e *Thoria*. Este material poder ser usado após tratamento como um biomaterial cerâmico (PICONI; MACCAURO, 1999; SILVA, 2001). A cerâmica de zircônia tem sido eleita como material de infra-estrutura em restaurações odontológicas por suportar altos valores de tensão e ser a única que exibe uma propriedade física chamada dureza transformacional (transformational toughening) (PICONI; MACCAURO, 1999; GUAZZATO et al., 2004; KELLY; DENRY, 2008).

Cavalcanti et al., em 2009, realizaram um estudo sobre as cerâmicas Y-TZP onde desenvolveram conceitos e considerações importantes. Uma melhora progressiva nas propriedades mecânicas das cerâmicas dentais têm levado a um aumento nas restaurações livres de metal. Os sistemas de zircônia atualmente disponíveis para uso em odontologia incluem cerâmicas com conteúdo de dióxido de zircônio maior que 90%, que é a zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (Y-TZP), e cerâmicas infiltradas por vidro com 35% de zircônia parcialmente estabilizada. Devido às propriedades mecânicas superiores das Y-TZP, este material possui uma ampla aplicação clínica, de intermediários de implantes e restaurações unitárias a próteses fixas parciais envolvendo vários elementos. Em contraste às cerâmicas dentais convencionais, a Y-TZP é composta de muitas pequenas partículas sem fase vítrea alguma. A ausência da sílica e da fase vítrea prejudica a efetividade dos procedimentos de cimentação adesiva convencionais, que incluem deslustre da superfície cerâmica com ácido hidrofluorídrico e aplicação prévia de silano ao uso do cimento resinoso. Estudos recentes têm sugerido técnicas de cimentação específicas para as cerâmicas Y-TZP. Estes incluem tratamento de superfície e o uso de materiais com afinidade química ao dióxido de zircônio. Embora a Y-TZP ter sido usada como um biomaterial cerâmico em aplicações médicas desde o final de 1960, seu uso em odontologia é relativamente recente. Por esta razão, não é

surpresa que dentistas questionem as aplicações clínicas e cimentação deste tipo de cerâmica. O presente estudo tem como objetivo colher informações sobre cerâmicas Y-TZP de forma a descrever suas principais características clínicas, procedimentos de fabricação e especificidades relatadas para os procedimentos de cimentação. Como resultado das boas propriedades das cerâmicas dentais, como estética, dureza, resistência à compressão e biocompatibilidade, um esforço significativo tem sido feito para melhorar seus pontos fracos, como a fragilidade e baixa resistência à tensão. Existem diferentes formas de fortalecer os sistemas cerâmicos de forma a minimizar a propagação de falhas através do material; as mais importantes delas seria o reforço de dispersão e a tenacidade de transformação. Reforço de dispersão é baseado na adição de uma fase dispersa de material diferente que é capaz de dificultar que a falha se propague. Quando minúsculos cristais de um material resistente são homogeneamente distribuídos por toda a matriz de vidro, a estrutura da cerâmica é reforçada e fortalecida, devido à fenda não poder se propagar através dos cristais como facilmente se propagaria pelo vidro. Cerâmicas dentais podem ser reforçadas com uma larga variedade de fases cristalinas dispersas, como alumina, leucita, dissilicato de lítio e zircônia. Não obstante, o reforço depende do tipo do cristal, seu tamanho e fração de volume, o espaço inter partículas e o relacionamento entre a expansão térmica do vidro e a fase cristalina. Um outro método de reforço da cerâmica é baseado no uso de um material que sofre mudanças micro estruturais quando submetidos a estresse. Este mecanismo é conhecido como tenacificação (ou aumento da tenacidade) por transformação induzida por tensão. A estrutura cristalina do dióxido de zircônio experimenta a transformação da fase tetragonal (T) para a fase monoclínica (M) nas extremidades das fendas. O estresse associado com expansão devido à transformação de fase age em oposição ao estresse que promove a propagação da fenda. A energia associada com a propagação da fenda é dissipada para a transformação T-M e para superação ao estresse de compressão causado pela expansão de volume. Portanto, tensão de alta intensidade será necessária para a fratura continuar a se propagar. O desenvolvimento de materiais com tenacidade de transformação estresse-induzida é considerado uma das mais notáveis inovações no estudo das cerâmicas. Zircônia é um nome dado ao dióxido de zircônio ($ZrO_2$). A zircônia é um material polimórfico, e assim, ela pode exibir mais que uma estrutura cristalina, dependendo da temperatura e das condições de tensão. As transformações polimórficas são

seguidas por mudanças na densidade e outras propriedades físicas do material. A zircônia pura é monoclínica (M) em temperatura ambiente. Esta fase é estável até 1170℃. Sob altas temperaturas, ela se transformará em tetragonal (T), e mais tarde em fase cúbica (C) a 2370℃. A transformação de fas e que ocorre durante o resfriamento à temperatura ambiente é associada com uma grande expansão volumétrica. Tensões geradas pela expansão geram fendas em cerâmicas de zircônia pura, na qual, após ser sinterizada entre 1500℃ e 1700℃, pode quebrar em partes em temperatura ambiente. Esta grande expansão volumétrica opõe-se ao uso da zircônia pura em sistemas cerâmicos. A adição de óxidos estabilizadores à zircônia pura permite a produção de materiais multifásicos. Nos estágios iniciais ao desenvolvimento das cerâmicas de zircônia, vários dopantes foram testados, incluindo CaO, MgO, $CeO_2$ e $Y_2O_3$. Muitas pesquisas sobre as cerâmicas de zircônia para aplicações dentais são focalizadas no ítrio. A adição de 3 a 6% de carga de $Y_2O_3$ pode prevenir a transformação polimórfica durante o aquecimento e resfriamento. Através do sistema de zircônia $ZrO_2$- $Y_2O_3$ , pode-se obter um material cerâmico consistindo apenas da fase tetragonal, no qual é conhecido como zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítrio- (Y- TZP). Existe um outro tipo de zircônia disponível: cerâmica de zircônia infiltrada de vidro. Este sistema apresenta um alto teor de cristais de aluminum e óxido de zirconium e uma limitada fase vítrea (aproximadamente 20wt%). Marcas comerciais, fabricante, processo de fabricação e a composição de alguns sistemas cerâmicos de zircônia são apresentados na figura abaixo.

Table 1: *Commercial Brands of Zirconia Ceramics, Manufacturers, Classification and Composition*

| Commercial Brand (manufacturer) | Manufacturing | Composition* |
|---|---|---|
| **Cercon Smart Ceramics** (DeguDent, Hanau, Germany) | CAM of partially sintered Y-TZP blanks | 5% $Y_2O_3$ TZP |
| **LAVA All-Ceramic System** (3M ESPE, Seefeld, Germany) | CAM of partially sintered Y-TZP blanks | 3% $Y_2O_3$ TZP |
| **Procera Zirconia** (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) | CAM of partially sintered Y-TZP blanks | 4.5-5.4% $Y_2O_3$ TZP |
| **DCZirkon** (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) | CAM of fully sintered blanks | 5% $Y_2O_3$ TZP |
| **Vita In-Ceram YZ Cubes** (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) | CAM of partially sintered Y-TZP blanks | 5% $Y_2O_3$ TZP |
| **Vita In-Ceram Zirconia** (Vita Zahnfabrik) | Glass-infiltration processing | 33% t-$ZrO_2$ (Ce-stabilized), 67% $Al_2O_3$ |

**According to the information provided by the manufacturers.*

**Figura 1** - Commercial Brands of Zirconia Ceramics, Manufactures, Classification and Composition

**Fonte:** Tabela transcrita de Cavalcanti et al., 2009.

Tenacidade de transformação induzida por tensão é a única característica das cerâmicas Y-TZP que dá a elas propriedades mecânicas superiores comparada com as outras cerâmicas e pode explicar porque este material é referido como uma “cerâmica de aço” por alguns autores. A formação de camadas de compressão em sua superfície é uma consequência do mecanismo de tenacidade induzido por tensão ou mudanças de temperatura. Estas camadas podem resultar no aumento da dureza e podem ter um importante papel na melhoria das propriedades mecânicas nas Y-TZP. Por outro lado, a progressão contínua da transformação de fase deve iniciar falhas na superfície, seguida pela ejeção de grãos, resultando em efeitos catastróficos sobre as propriedades mecânicas, tornando o material mais vulnerável ao envelhecimento. Propriedades mecânicas podem influenciar o comportamento clínico das restaurações livres de metal. Estudos têm mostrado que cerâmicas Y-TZP apresentam propriedades mecânicas superiores comparadas com outras cerâmicas dentais- até maiores que cerâmicas de zircônia infiltradas por vidro. A resistência à flexão das cerâmicas Y-TZP podem alcançar valores de 700 a 1200 MPa. Esses valores excedem a máxima carga oclusal durante a mastigação normal. Os materiais da Y-TZP devem também exibir uma resistência à fratura de mais de 2000 N, na qual é quase o dobro do valor da alumina- como material de base, e quase 3 vezes o valor das cerâmicas com base em dissilicato de lítio. A aplicação clínica das restaurações indiretas feitas de cerâmica de zircônia incluem próteses fixas suportadas por dentes ou implantes. Devido às suas grandes propriedades mecânicas, este material pode ser usado em várias situações clínicas, desde restaurações unitárias a próteses fixas com múltiplos elementos nas regiões anteriores ou posteriores da cavidade oral. Embora alguns fabricantes indicam que a cerâmica de zircônia é indicada para a fabricação de próteses envolvendo todo o arco, próteses fixas com o máximo de 5 elementos parece ser mais confiável. Este material pode também ser usado para pinos e núcleos ou intermediários de implantes. Cerâmicas Y-TZP são produzidas usando um sistema CAD/CAM (Computer-Aided-Design e Computer-Aided-Manufecturing), que envolvem passos clínicos e laboratoriais. Os preparos devem seguir a margem gengival livre, a redução cervico-oclusal deve ser de pelo menos 1,5mm e a redução axial deve ser de no máximo 1mm. Preparos excessivamente cônicos devem ser evitados. Preparos em chanfro ou ombro arredondado são recomendados, porque aumenta a espessura do material nas margens da restauração. O diâmetro do conector deve

variar de acordo com o comprimento da prótese fixa. Isto sugere que o diâmetro do conector de 4mm deveria ser suficiente para próteses fixas que substituem molares e para aquelas envolvendo 4 ou mais unidades. Diâmetros maiores que 4mm podem ser necessários se forças excessivas são esperadas, como em pacientes com trespasse em overbite, bruxismo ou pacientes com história de reconstruções fraturadas. Para pequenas pontes fixas e áreas anteriores, conectores menores devem ser mais adequados. Após moldagem convencional e obtenção do modelo, o preparo de dente é escaneado, seguindo os procedimentos CAD/CAM, ou a restauração é encerada sobre e escaneada para o procedimento CAM. Existem 2 técnicas principais para fabricar estruturas Y-TZP. Na 1ª técnica, blocos de zircônia parcialmente sinterizados são fresados de acordo com a forma da restauração mas em uma dimensão maior para compensar a contração linear que ocorre depois da sinterização. Então, a cerâmica é sinterizada e a estrutura contrai para a dimensão final. Zircônia pré-sinterizada é a forma mais fácil, mas deve ser sinterizada depois de fresada para alcançar a resistência máxima. No 2º método, restaurações na dimensão final são fresadas a partir de blocos d zircônia totalmente sinterizado. Não sendo mais requerida pós sinterização com mudanças dimensionais. Em ambas as técnicas, as estruturas são cobertas com uma porcelana para recriar a aparência natural dos dentes. O material de cobertura executa um importante papel no comportamento mecânico das próteses fixas livres de metal, desde seu efeito na distribuição do estresse sobre a prótese fixa e também conter falhas críticas a partir do qual a propagação da fenda pode iniciar. O comportamento do complexo infra-estrutura Y-TZP/porcelana de cobertura tem sido investigado. Em um teste de estudo, o rápido comportamento de fratura infra-estrutura Y-TZP/porcelana de cobertura das PFs totalmente cerâmicas, os autores notaram que falhas originárias da camada de cobertura resulta em delaminação desta, sem fraturar a infraestrutura. Embora este achado seja de condições in vitro, isto pode ser clinicamente relevante, devido a indicar que materiais de infra-estruturas mais resistentes são capazes de barrar fendas originadas das camadas de cobertura menos resistentes, evitando assim fratura catastrófica da prótese. As propriedades mecânicas das cerâmicas Y-TZP dependem não somente da microestrutura do material, mas também do processo de fabricação. Estudos têm investigado o efeito da fresagem, alterações térmicas e procedimentos de acabamento e polimento sobre o comportamento das cerâmicas de zircônia. A fresagem pode resultar em efeitos contraditórios. Isto pode

induzir camadas de compressão sobre a superfície, melhorando as propriedades mecânicas do material. Por outro lado, a fresagem também pode produzir falhas que excedem a espessura da camada de compressão, dependendo da porcentagem da transformação das fases de T para M, da severidade da fresagem e da temperatura. As diferenças dos diferentes padrões de fresagem (velocidade e profundidade do desgaste) sobre as características das Y-TZP têm sido investigados e os resultados mostraram que eles afetam significantemente a resistência e a confiabilidade do material. Os autores concluíram que os métodos de fabricação ainda precisam ser melhorados, de forma que as restaurações possam cumprir seus propósitos de forma eficiente. A temperatura também pode afetar as propriedades das Y-TZP. O calor gerado durante a aplicação da porcelana de cobertura (máximo de 930℃) pode induzir a reversão da fase Monoclínica para Tetragonal, diminuindo o conteúdo da fase monoclínica, prevenindo a geração de camadas compressivas e, consequentemente, afetando as propriedades do material. Em adição, as cerâmicas de zircônia podem sofrer um processo conhecido como degradação por baixa temperatura (LTD). Este envelhecimento ocorre através de lenta e contínua transformação de fase em presença de água ou umidade. Um estudo prévio achou que o tratamento em baixas temperaturas (250℃) e s ob umidade não diminuiu a resistência flexural das Y-TZP. Não obstante, análise da composição química através de espectroscopia dispersiva de energia (EDS) relataram que a concentração de ítrio reduziu significantemente após envelhecimento térmico, de uma concentração de 6,76% a 4,83%. De acordo com os autores, reduzindo a porcentagem de ítrio deve afetar a estabilidade do material, assim tornando a cerâmica susceptível para a progressão de transformação de fases.

## 2.2 Resistência de união infra-estrutura/porcelana de cobertura

Al-Dohan et al., em 2004, avaliaram a resistência de união de infra-estruturas cerâmicas e porcelanas de cobertura. Os testes foram por cisalhamento, sendo a tensão calculada pela divisão da força necessária à fratura em N pela área aderida em $mm^2$. Os sistemas cerâmicos avaliados foram divididos nos seguintes grupos

experimentais (n=12): Grupo IE (IPS-Empress/IPS-Empress Eris); Grupo PZ (Procera AllZircon/Cerabien CZR); GrupoDC (DC-ZirKon®/Vita D *opaque porcelain*); Grupo PA (Procera AllCeram/Degussa-Ney *All ceram dentine*); Grupo controle, metal/cerâmica (Lodestar/Noritake). O grupo IE mostrou alto valor de resistência ao cisalhamento (30,86 ± 6.47MPa) que não foi estatisticamente diferente do grupo controle (30,16 ± 5,89MPa). A união das porcelanas para as 2 infra-estruturas de zircônia o grupo PZ (28,03 ± 5.03MPa) e o grupo DC(27,90 ± 4,79MPa) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes para o grupo IE e grupo controle. O grupo PA mostrou a menor valor de resistência de união (22,40 ± 2,40 MPa) dentre os grupos analisados. Todos os grupos testados mostraram falha coesiva com a porcelana de cobertura e também falha adesiva entre a infra-estrutura e a porcelana de cobertura. O sistema IPS-Empress 2 mostrou falha coesiva na infra-estrutura.

Uma revisão de literatura de sistemas totalmente cerâmicos indicados para pontes fixas foi realizado em 2004 por Raigrodski, onde o autor procurou enfatizar os diferentes materiais e suas propriedades através de dados colhidos em metodologias *in vivo* e *in vitro* disponíveis. Ressaltou também as tecnologias de fabricação, os critérios para seleção de pacientes e limitações dessas restaurações. O autor argumenta que o sistema de zircônia Y-TZP em relação a outros sistemas totalmente cerâmicos (alumina infiltrada por vidro, alumina infiltrada por vidro com 35% de zircôniae dissilicato de Lítio) torna essa classe de materiais mais indicada para pontes fixas totalmente cerâmicas, apesar de dados de avaliação clínica de longo prazo não estarem disponíveis. Pacientes que exibem severa atividade parafuncional (bruxismo), mordida profunda e coroa curta não são candidatos para sistemas totalmente cerâmicos. O autor concluiu que dados clínicos de sucesso destas restaurações são limitados e mais estudos de longo prazo são necessários para estabelecimento de específicas diretrizes para uso de sistemas totalmente cerâmicos em pontes fixas.

Dias et al., em 2005, avaliaram a resistência de união e características, química e micro estrutural, da interface cerâmica/porcelana de dois sistemas cerâmicos, IPS- Empress 2 e In-Ceram Alumina. Corpos de prova foram adaptados num dispositivo metálico desenvolvido por Itinoche e submetidos ao teste de cisalhamento. A resistência de união do sistema IPS Empress 2/Empress 2 Cerâmico (82,06 MPa) foi maior do que o sistema In-Ceram Alumina/Vitadur Alfa

(40.37 MPa) e no sistema In-Ceram houve um deslocamento total do recobrimento em relação a infra- estrutura. O sistema IPS Empress 2 apresentou maior evidência de aderência química e mecânica, podendo isto ser atribuído a composição química do recobrimento estético cerâmico indicado para o IPS Empress 2 ser coerente com a fase vítrea da cerâmica de infra-estrutura.

White et al., também em 2005, avaliaram a resistência de diferentes espessuras cerâmicas de zircônia Lava (3M ESPE) e sua porcelana feldspática de cobertura Lava Ceram Veneer Ceramic (3M ESPE) para determinar se a infra-estrutura de zircônia resulta em uma melhora da resistência. Os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de flexão a 3 pontos. Os corpos de prova que receberam a força na porcelana apresentaram médias de resistência entre 77 a 85 MPa, enquanto que quando a força foi aplicada em zircônia as médias de resistência ficaram entre 636 a 786 MPa. O aumento da proporção de zircônia tende a aumentar a capacidade de resistência. Os autores concluíram que os sistemas de zircônia/porcelana testados mostraram um alto módulo de ruptura em relação a outros sistemas cerâmicos reportados.

Sundh et al., em 2005 avaliaram, após teste de fadiga, o efeito do tratamento de calor (térmico) e cobertura com porcelana injetada na resistência à fratura de estruturas fabricadas usando zircônias parcialmente estabilizadas por óxido de ítrio. As restaurações dentais usando blocos cerâmicos de Y-TZP pré-fabricados são fabricadas de 2 formas: 1-pelo corte de restaurações aumentadas através de blocos cerâmicos homogêneos nos quais são então contraídos por sinterização; 2- pela usinagem de restaurações diretamente com a dimensão final através de blocos de zircônia pré- sinterizada de alta densidade. Para melhorar a aparência estética, as estruturas são cobertas com porcelanas adequadas para Y-TZP. Entretanto, a cobertura com a porcelana usualmente tem de ser realizada em temperaturas relativamente altas e durante este procedimento as infra-estruturas são expostas a umidade. Isto tem mostrado que as Y-TZP são instáveis ao longo do tempo, sendo sujeitas à degradação das propriedades mecânicas devido à progressiva transformação espontânea da fase tetragonal em monoclínica, um fenômeno influenciado por temperatura, vapor, tamanho do grão, micro e macro fendas do material e concentração de óxidos estabilizadores. Além disso, a usinagem destas estruturas pode introduzir estresses compressivos residuais sobre a superfície que, por um lado pode favorecer o aumento da resistência a flexão da zircônia mas por

outro lado tal procedimento pode também introduzir falhas na superfície que causam prejuízos à resistência.

Também em 2005, Aboushelib et al., avaliaram a resistência de união de três diferentes sistemas cerâmicos com diferentes tratamentos de superfície da infra-estrutura e diferentes coeficiente de expansão térmica (CET). Utilizaram o teste de micro-tração em quatro cerâmicas de infra-estrutura com 2,5mm de espessura e quarto de cobertura com 2,5mm de espessura totalizando 19 variações de espécimes e um total de 40 micro-barras (1x1x5mm). Os resultados mostraram que todos os materiais de infra-estrutura foram mais fortes em relação às porcelanas de cobertura e as porcelanas puras. A força coesiva da infra-estrutura decresce significantemente do Cercon®, IPSEmpress 2 core e Vitablocs Mark II, respectivamente. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre a coesão de todos os materiais de porcelana de cobertura. Todas as cerâmicas das infra-estruturas apresentaram maior coesão em relação às porcelanas de cobertura. Os resultados da micro-tração apresentaram valores médios de 44.6 MPa para o IPSEmpress 2 / Eris enquanto que para o IPSEmpress 2/Empress 2 veneer a média foi de 37.2 MPa apresentando maior força de união em relação ao Cercon®/Cercon Ceram S (29.1 MPa) que não apresentou diferença significativa em relação à Vita Mark II/Vitadur Alpha (32.2 MPa). A resistência a micro-tração do Cercon®/Cercon Express com *liner* (29.1 ±10.8) apresentou um resultado superior em comparação a não utilização do *liner* (16.9 ±4.8). O polimento da infra-estrutura neste estudo não reduziu ou aumentou a força de união do conjunto infra-estrutura/porcelana. Os autores concluíram que a união da infra- estrutura/porcelana de cobertura é a parte fraca do sistema das restaurações totalmente cerâmicas, e tem um papel significante no sucesso dessas restaurações.

Restaurações cerâmica/porcelana, particularmente quando colocadas na região posterior estão sujeitas à fratura pela friabilidade. Com o intuito de superar esta falha, infra-estruturas mais fortes têm sido desenvolvidas, como o sistema zircônia Y-TZP capazes de suportar a frágil porcelana de cobertura. Sobre este aspecto, De Jager et al., em 2006, avaliaram pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), com um modelo de coroa para o elemento 46 produzido no programa CAD com infra-estrutura de ouro (Coroa 1), zircônia (Coroa 2) e alumina (Coroa 3) e suas correspondentes porcelanas de cobertura. Houve a conversão do CAD para o modelo de MEF consistindo de duas camadas de cerâmica (infra-estrutura e

porcelana de cobertura), uma camada de cimento e o dente preparado. Os materiais da infra-estrutura, porcelana de cobertura, dentina e o cimento foram assumidos como homogêneos, linearmente elásticos e isotrópicos. Três tipos de tensão foram produzidas: devido à força mastigatória, à diferença do coeficiente de expansão térmica das duas camadas que formam a coroa e a influência da contração do cimento. Os resultados mostraram que as tensões devido à combinação de resultantes da força de mordida, diferença do CET e a contração do cimento na superfície oclusal da porcelana decrescem com o aumento do módulo de elasticidade da infra-estrutura. O estresse da interface infra-estrutura/porcelana aumenta ligeiramente com o aumento do módulo de elasticidade da infra-estrutura (Alumina>Zircônia>Ouro). Os autores concluíram que a rigidez do material de infra-estrutura, especialmente na coroa com infra-estrutura de alumina não reduz a tensão de estresse na porcelana de cobertura. A infra-estrutura de zircônia, neste respeito, parece ser preferível sobre a infra-estrutura de alumina, pois este material é a combinação de um não tão alto módulo de elasticidade com alta resistência. A união entre a porcelana de cobertura e esta forte infra-estrutura poderia ser melhorada para explorar completamente a resistência destes materiais.

A resistência à micro-tração entre material de infra-estrutura cerâmico tipo zircônia (Cercon Base®) e sete tipos de porcelana de cobertura (Cercon Ceram S®; Cercon Ceram Express®; Rondo Dentine®; Rondo Shoulde®r; Lava Dentine®; Sakura Interaction®; Experimental pressing veneer) que foram aplicadas nas formas de camada e prensada foi investigada por Aboushelib et al., em 2006. As superfícies após a fratura foram analisadas por meio de MEV e EDX. Os sistemas cerâmicos Rondo Dentine® (48,8MPa) e Lava Dentine® (44,4MPa) cujo processamento foi por prensagem foram mais resistentes à micro-tração em relação às outras cerâmicas testadas. A aplicação de *liner* reduziu a resistência da Rondo Dentine® (30,8 MPa) e da Cercon Ceram Express® (29.7 MPa) em relação a porcelana de camadas sem *liner,* com resultados para Rondo Dentine® (41.1 MPa) e para Cercon Ceram Express® (38.6 MPa ). Em contrapartida, a aplicação de *liner* melhorou muito a união para Sakura Interaction® e Cercon Ceram S®. Para o Lava Dentine® a união foi a mesma com e sem aplicação do *liner*. O tipo de fratura das porcelanas prensadas foi principalmente coesiva, enquanto a porcelana em camadas mostrou uma alta porcentagem de falha interfacial, com exceção para Rondo Dentine® que só apresentou falha coesiva. O uso de *liner* só é recomendado para materiais que

melhoram a força de união com o substrato de zircônia e o uso de cerâmica prensada apresenta maior resistência, sendo indicado o seu uso baseado nos resultados deste estudo. Concluíram que a seleção de porcelanas de cobertura nas quais tiveram melhor resistência de união com a zircônia pode reduzir as chances de delaminação na função. O *liner* deve ser usado apenas com algumas porcelanas mas não em combinação com porcelanas prensadas, de forma a enfraquecer a resistência à microtração.

A resistência à fratura de três diferentes combinações de infra-estrutura/porcelana (Inceram-Zircônia®/VitaVM7®; Empress2®/IPSEris®; TZP®/Cercon Ceram S®) para pontes fixas de cerâmica pura foram avaliadas por Studart et al., em 2007. Em oposição aos materiais resistentes da infra-estrutura, as porcelanas de cobertura exibiram baixo valor de resistência (93-112 MPa), indicando que a presença de cristais de apatita não aumenta a resistência do IPS Eris®, que é baixa como nas porcelanas feldspáticas. As fraturas foram observadas por iniciarem na ou próximo à superfície externa na camada de recobrimento estético e propagarem-se para o interior do material de infra-estrutura. Nas infra-estruturas de Inceram® e TZP®, a deflexão das trincas ocorreu na interface infra-estrutura/porcelana, resultando em uma delaminação da camada de porcelana antes da completa fratura do espécime a um alto nível de estresse. Para o sistema Empress®, a propagação das trincas ocorreu em linha reta. As cerâmicas com mais tenacidade à fratura podem ser usadas como material de infra-estrutura para próteses fixas posteriores, pois a propagação das trincas da porcelana de cobertura não leva a falhas prematuras das próteses de acordo com os autores.

Ainda em 2007, Studart et al., avaliaram o crescimento da falha subcrítica entre 3 sistemas cerâmicos, aliando cerâmica de infra-estrutura e de recobrimento estético (Empress 2/IPS Eris, TZP/Cercon S e Inceram-zirconia/Vita VM7) usados em pontes fixas, quando submetidos à carga cíclica no meio aquoso, para estabelecer uma orientação, para uso e desenho, que permita um longo tempo de duração na boca. Foram usados 30 corpos de prova em forma de barra (4mm x 5mmx 50mm) para cada conjunto, que foi avaliado em termos de durabilidade e resistência inerte. Todos os corpos de prova submetidos à ciclagem mecânica tiveram as fraturas iniciadas na camada externa da porcelana de cobertura. Os resultados mostraram que a propagação de falhas subcríticas é semelhante às

encontradas na boca, levando à fratura da porcelana de cobertura antes da fratura da infra-estrutura. O sistema Empress2/IPS Eris mostrou baixa resistência ao crescimento da fratura subcrítica, não sendo apropriado para uso em ponte fixa na região de molar.

De Kler et al., em 2007, avaliaram a influência da incompatibilidade de expansão térmica e carga de fadiga nas mudanças de fase em porcelanas aplicadas sobre discos de zircônia Y-TZP. Discos de zircônia(Cercon®) foram cobertos com 3 diferentes porcelanas (Sakura Interaction®, e duas outra experimentais), diferindo no CET. Uma análise de elementos finitos foi usada para investigar a distribuição de estresse nestes discos já cobertos em relação à incompatibilidade/desadaptação na expansão térmica. Dois, destes três grupos sofreram fadiga com a porcelana sob tensão. Difração por RX foi usada para medir a intensidade das fases monoclínica e tetragonal da zircônia presentes na superfície do núcleo de zircônia depois da sinterização, jateamento, cobertura com a porcelana e carga de fadiga. Foi encontrado que uma estrutura tetragonal sinterizada foi convertida em monoclínica em uma profundidade de 27µm depois do jateamento, e revertido de volta à fase tetragonal depois da cobertura com a porcelana. Carga de fadiga dos discos cobertos não causaram nenhuma conversão de tetragonal a monoclínica, mesmo com alta incompatibilidade térmica. Argumentaram ainda que existe um interesse crescente da zircônia Y-TZP como um material de infra estrutura das próteses totalmente cerâmicas. Existe também uma hipótese de que a incompatibilidade do CET entre a porcelana e a zircônia destas próteses causam uma transformação da fase tetragonal à monoclínica na zircônia na interface quando exposta a carga de fadiga, resultando em fratura nesta interface.

Pittayachawan et al., em 2007, avaliaram a resistência à flexão biaxial e propriedades de fadiga da cerâmica dental Y-TZP Lava. Muitas cerâmicas vítreas foram introduzidas como material de núcleo, como a In Ceram Alumina-cerâmica infiltrada de vidro contendo alumina, e a Empress II- cerâmica vítrea de dissilicato, nas quais têm tido sucesso em restaurações unitárias, próteses fixas anteriores e próteses fixas de 3 elementos que envolvem até 1º pré-molar. Entretanto, estes materiais não têm resistência suficiente para permitir uma utilização confiável para pontes fixas, especialmente na região de molar. O desenvolvimento da zircônia parcialmente estabilizada por óxido de ítrio tem permitido o uso da cerâmica em locais de muita carga. O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar a resistência à

flexão biaxial, dureza e sobrevivência à fadiga em zircônia pigmentada e não pigmentada no sistema Lava.

Em 2007, Dündar et al., compararam a força de união entre discos bilaminados de cerâmica empregando duas metodologias: teste de resistência ao cisalhamento (SBS) e teste de microtração (MTBS) em quatro diferentes tipos de infra- estrutura/porcelana de cobertura e avaliaram o modo de falha microscopicamente. Foram confeccionados 40 corpos de prova (n=10) para cada grupo (IPSEmpress®/feldspática; Finesse®/feldspática; Inceram®/feldspática e IPSEmpress 2®/flúor- apatita) que foram divididas em 5 para o teste SBS e 5 para o teste MTBS. As dimensões dos corpos de prova foram de 5mm de diâmetro por 3mm de espessura da infra-estrutura e 2mm para a porcelana de cobertura, para o teste de SBS. Para o teste de MTBS, 10mmx10mmx2mm da infra-estrutura e 2mm para a porcelana de cobertura. Todos os grupos foram mantidos em água deionizada a 37$^{o}$C por uma semana. O teste de cisalhamento foi realizado em uma máquina de ensaio universal e a força aplicada na infra-estrutura o mais próximo possível da interface infra- estrutura/porcelana de cobertura. O teste de microtração foi realizado em uma máquina para ensaio universal a velocidade de carregamento de 1mm/min. Diferenças significativas entre os 2 testes foram observadas para todos os espécimes ($p<0.05$). O valor médio de SBS foi maior para o IPSEmpress2/flúor-apatita (41±8MPa), ($p<0.05$) em relação ao IPSEmpress/feldspática (23±4MPa), In-ceram/feldspática (26±4MPa) e Finesse/feldspática (28±3MPa). O valor médio do MTBS foi maior para o sistema Finesse/feldspática(15±2MPa) em relação ao IPSEmpress/feldspática (12±2MPa), In-ceram/feldspática (9±1MPa) e Empress2/fluor- apatita (9±1MPa) ($p<0.05$). Após o teste de cisalhamento, falha coesiva foi predominante na infra-estrutura de matriz de vidro (80% finesse, 90%IPSEmpress e 90% IPSEmpress 2) enquanto o principal modo de falha foi adesivo para o In-ceram. Após o teste de microtração todos os espécimes exibiram falhas adesiva e coesiva. O valor médio de MTBS foi maior para o Finesse em relação às outras cerâmicas testadas ($p<0.05$) e o valor médio de SBS foi maior para o IPS Empress 2. Os autores concluíram que as duas metodologias empregadas influenciaram na resistência de união dos sistemas testados e que MTBS revelou uma distribuição mais homogênea dos resultados com média de valores menores quando comparados com SBS. Esse, por sua vez, mostrou uma média com valores maiores e maior desvio padrão.

Aboushelib et al., em 2008, avaliaram a força de união entre uma combinação de infra-estrutura de Zircônia (Cercon®) com porcelana prensada e infra-estrutura de Zircônia(Cercon®) com 2 coberturas: prensada e camada. Foram utilizados 15 discos de zircônia (19,4mm diâmetro e 3mm de espessura) divididos em 3 grupos, com aplicação de 3mm de porcelana de cobertura: Grupo controle (Cercon®/Cercon ceram express); Grupo 2 (Cercon®/Cercon ceram express/Ceram kiss); Grupo 3 (Cercon®/ Cercon ceram express/ Nobel rondo). Os resultados do teste de microtração não mostraram diferenças significantes entre os 3 grupos: controle (34,4 ±2,9 MPa); Grupo 2 ( 36,6± 5,1 MPa) e Grupo 3 ( 36,7 ±5,1 MPa). A força de união não foi afetada pelo tipo de porcelana de camada usada: Cercon ceram kiss ou Noble rondo zircônia. A análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrou 100% de falha coesiva para o grupo controle, enquanto para os grupos 2 e 3 falha interfacial foi observada. Os autores concluíram que a técnica da dupla cobertura da infra-estrutura de cerâmica não resultou em um enfraquecimento da união permitindo uma qualidade de interface superior usando a porcelana prensada e uma estética melhor obtida com a porcelana estratificada.

Taskonak et al., em 2008, avaliaram os efeitos dos padrões viscoelásticos sobre o desenvolvimento de estresse residual em sistemas totalmente cerâmicos com a hipótese de que estresse residual pode ser tolerado através dos tratamentos térmicos acima e abaixo da temperatura de transição vítrea das porcelanas. Discos de zircônia/porcelana foram preparados. Cada grupo foi tratado termicamente em temperaturas de 40℃ abaixo e 20℃, 40℃ acima da t  emperatura de transição vítrea da porcelana, e resfriados de forma rápida ou lenta. As amostras foram testadas para resistência à flexão usando um dispositivo elétrico de flexão biaxial. O estresse residual foi calculado usando uma abordagem mecânica de fratura. Os tratamentos térmicos produziram diferenças significantes ($p \leq 0,05$) entre a média de resistência à flexão dos grupos tratados com calor quando as amostras foram resfriadas de forma rápida. Entretanto, não houve diferença significante ($p > 0,05$) entre a média de resistência à flexão dos grupos tratados com calor quando o resfriamento foi de forma lenta. As fraturas iniciaram da superfície inferfacial da porcelana de cobertura das amostras. O tratamento térmico acima e abaixo da temperatura de transição vítrea da porcelana, e a forma de resfriamento tiveram um efeito significante sobre a resistência à flexão dos sistemas zircônia/porcelana. A existência de estresse compressivo residual é a razão mais provável para o aumento de força observado. O

estresse residual pode ser modificado usando o comportamento de relaxamento viscoelástico da porcelana.

Oilo, GJerdet e Tvinnereim, em 2008, avaliaram a influência do procedimento de queima nas propriedades dos núcleos de zircônia. Cerâmicas de alta resistência para restaurações dentais são usadas como infra-estruturas (núcleos) que subsequentemente são cobertas por porcelanas. O processo de cobertura envolve um procedimento de queima em altas temperaturas pelo menos uma vez, usualmente 2 a 5 vezes. O objetivo deste estudo foi investigar se estes procedimentos de queima afetam as propriedades mecânicas da zircônia. O tratamento de calor associado com o procedimento de cobertura sobre o núcleo de zircônia reduziu a resistência à flexão do núcleo depois da primeira queima. Queimas subsequentes não foram prejudiciais às propriedades mensuradas.Trinta e três amostras de Y-TZP industrialmente sinterizadas (DC Zircon, DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) foram cortadas em barras (1.2mm×4mm×20 mm). Um conjunto de amostras (n=13) permaneceu não tratado (controle). Outro conjunto de amostras (n=10) foi queimado uma vez, correspondendo ao primeiro passo do processo de cobertura. O terceiro conjunto de amostras (n=10) foi queimado cinco vezes, para imitar o processo completo de cobertura. Resistência à flexão, microdureza, dimensões e rugosidade de superfície foram medidos. Os padrões de fratura foram avaliados à luz de microscopia. As amostras sem tratamento mostraram uma alta resistência à flexão  e estatisticamente significante (20%) e microdureza (9%) em ambos os grupos testados ($p \leq 0.001$). Diferenças não significativas foram encontradas para o padrão de fraturas, dimensões ou rugosidade de superfície.

O efeito da diferença estrutural entre tipos de zircônia e diferentes tratamentos de superfície, na força de união zircônia/porcelana de cobertura foram investigados por Aboushelib et al., também em 2008a. O efeito dos pigmentos coloridos na estrutura microscópica das infra-estruturas também foi avaliado. Foram usados cinco tipos de zircônia (Cercon® branco e amarelo, Lava® branca e amarela e Procera Zircônia®) e dois tipos de porcelana de cobertura (Nobel Rondo®, camada e Ceram Express®, prensada) com diferentes tratamentos na zircônia: CAD/CAM com superfície serrilhada, jateamento abrasivo e aplicação de uma camada de *liner*. Para este estudo foram utilizados os testes de microtração (MTBS), microscópio eletrônico de varredura (MEV) e espectrometria dispersiva de raios X

(EDX). A força de união com o pré-tratamento de jateamento abrasivo, para o Cercon® branco foi de 42.4 MPa**,** para o Lava branco, 29.7 MPa e para o Procera 49.8 MPa. Estes valores de jateamento abrasivo foram em média maiores do que o CAD/CAM com superfície serrilhada (36.5 MPa, 24.8 MPa, 30.8 MPa respectivamente) com a porcelana de cobertura Noble Rondo. Comparando as cores branca e amarela dos sistemas Lava e Cercon® o jateamento abrasivo e o teste MTBS mostrou em média valores menores para a cor amarela em comparação com a branca para ambas as porcelanas de cobertura. Aplicação de *liner* para ambas as zircônias com aplicação de porcelana de cobertura Cercon® ceram, foi benéfico. O mesmo não ocorreu com aplicação da porcelana Nobel sobre o Lava branco, que apresentou a menor média 23.4 MPa. A microscopia eletrônica de varredura mostrou que as zircônias apresentam diferentes composições estruturais e que adição de pigmentos coloridos resulta em mudança de sua estrutura. Espectrometria dispersiva de raios X mostrou que a porcentagem de Ítrio variou entre 5 e 7%, e que o pigmento básico para as infra- estruturas coloridas é o óxido férrico. A resistência de união entre a zircônia/porcelana de cobertura foi afetada, por diferenças estruturais entre infra-estrutura branca e amarela e diferentes tipos de tratamento de superfície.

Guess et al., em 2008, avaliaram a resistência ao cisalhamento entre diferentes núcleos de zircônia e porcelanas de cobertura e sua susceptibilidade a termociclagem. Usou-se o teste Schmitz–Schulmeyer para avaliar a resistência ao cisalhamento de 3 núcleos cerâmicos (Cercon Base®, Vita In- Ceram YZ Cubes® e DC-Zircon®) e suas porcelanas de cobertura recomendadas pelos fabricantes(CerconCeramS®, Vita VM9®, IPS e.Max Ceram®). Um sistema metalocerâmico (Degudent U94®, Vita VM13®) foi usado como um grupo controle. Metade das amostras foram submetidas a 20.000 ciclos de termociclagem (5-55℃). Subsequentemente, todas as amostras foram submetidas a força de cisalhamento em uma máquina de ensaio universal. As amostras fraturadas foram avaliadas microscopicamente para determinar o modo de fratura. Antes da termociclagem o valor médio em MPA foi de 12,5 ± 3,2 para Vita In Ceram YZ Cubes®/Vita VM9®; 11,5 ± 3,4 para DC-Zircon®/IPS E.max Ceram®; e 9,4 ± 3,2 para Cercon Base®/Cercon Ceram S®. Depois da termociclagem, valores médios de 11,5 ± 1,7 MPa para DC-Zirkon®/IPS e.max Ceram®, 9.7 ± 4.2MPa para Vita In-Ceram YZ

Cubes®/Vita VM9®, e 9.6 ± 4.2MPa para Cercon Base®/Cercon Ceram S® foram observados. Nenhuma das diferenças entre os valores dos grupos testes totalmente cerâmicos nem tampouco a influência da termociclagem sobre todos os grupos foram estatisticamente significantes. Independente da termociclagem, o grupo controle metalocerâmico (27.6 ± 12.1 MPa, 26.4 ± 13.4 MPa) exibiu significantemente médias maiores que todos os 3 grupos totalmente cerâmicos testados. Estes também mostraram modos de falha/fratura combinados, como coesiva na porcelana de cobertura e adesiva na interface, enquanto que o grupo metalocerâmico mostrou predominantemente fraturas coesivas. Os resultados indicaram que a resistência ao cisalhamento entre zircônia e porcelana de cobertura não foi afetada pela termociclagem. Nenhum núcleo de zircônia e porcelana de cobertura pôde atingir os altos valores de resistência de união da combinação metal-porcelana.

Denry e Kelly em 2008, apresentaram uma revisão com o estado da arte da zircônia para aplicação dental. Argumentam que a zircônia ocupa um lugar único entre os óxidos cerâmicos, devido às suas excelentes propriedades mecânicas. Esta situação decorre da quantidade considerável de trabalhos de investigação que têm sido realizados desde a descoberta da capacidade de endurecimento de transformação da zircônia em meados dos anos 1970. Isso pode permitir a realização de próteses parciais fixas posteriores e permitir uma redução substancial na espessura do núcleo. Esses recursos são muito atraentes em prótese dentária, onde a força e a estética são fundamentais. No entanto, devido à metaestabilidade de zircônia tetragonal, superfícies de tratamento geradoras de estresse como a fresagem ou jateamento são responsáveis para desencadear a transformação tetragonal $\rightarrow$ monoclínico com aumento de volume, levando à formação de estresse por compressão de superfície, aumentando assim a resistência à flexão, mas também alterando a integridade de fase do material e aumentando a susceptibilidade ao envelhecimento . A degradação de baixa temperatura (LTD) de zircônia é um fenômeno bem documentado, exacerbado notadamente pela presença de água. Embora muitos tipos de sistemas cerâmicos contendo zircônia estão disponíveis atualmente , apenas três são usados até hoje em odontologia. Estes são: zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio(3Y-TZP), zircônia parcialmente estabilizada com magnésio (Mg-PSZ), zircônia-alumina temperada ZTA (In Ceram Zircônia). A zirconia biomédica geralmente contém um grau de ítria em

3mol% ($Y_2O_3$) como um estabilizador (3Y-TZP). As restaurações são processadas pelas formas: fresagem macia (soft machine): blocos pré-sinterizados, seguida de uma sinterização de alta temperatura, ou fresagem pesada (hard machine): blocos totalmente sinterizados. A zircônia disponível para fresagem macia utiliza uma temperatura final de sinterização entre 1350 e 1550℃, dependendo do fabricante. Restaurações produzidas pela fresagem pesada têm mostrado conter uma quantidade significante de zircônia monoclínica. Isto é usualmente associado com microrrachaduras de superfície, alta susceptibilidade a degradação por baixas temperaturas e baixa confiabilidade. A microestrutura das Y-TZP para aplicação dental consiste em pequenos grãos (0,2-0,5µm de diâmetro, dependendo da temperatura de sinterização). As propriedades mecânicas são bem acima de outras cerâmicas dentais disponíveis, com resistência flexural entre 800 a 1000 Mpa e taxas de tenacidade à fratura entre 6-8 MPa. Problemas com as porcelanas de cobertura são relatados em todos os estudos. Logo, a compatibilidade entre zircônia/porcelana parece problemática, à luz da experiência com as restaurações metalo-cerâmicas. Esta compatibilidade (zircônia/porcelana) não é facilmente caracterizada. Todos os fabricantes parecem estar usando medidas padrão de aquecimento lento dos coeficientes de expansão e teste de choque térmico durante a fabricação do produto. A maioria dos fabricantes fornece porcelanas tendo uma leve incompatibilidade no CET entre porcelana e zircônia, com a porcelana tendo ligeiramente menor que a zircônia. Todos os fabricantes de porcelana para zircônia fornecem o *liner*, presumidamente para aumentar a união da porcelana e também para fornecer algum croma e fluorescência. Embora a “união” não parecer estar em questão, talvez estes *liners* ajudem a assegurar o molhamento ou fornecer ajustes químicos para reduzir possíveis interações com a Y-TZP. Não parece que próteses precisaram ser substituídas em nenhum estudo devido à fissura da porcelana ou lascamentos menores.

O material de cobertura executa um importante papel no comportamento mecânico das próteses fixas livres de metal, desde seu efeito na distribuição da tensão gerada sobre a prótese fixa como também conter falhas críticas a partir do qual a propagação da fenda pode iniciar. O comportamento do complexo infra-estrutura Y-TZP/cerâmica de cobertura tem sido investigado. As suas propriedades mecânicas dependem não somente da micro-estrutura do material, mas também do processo de fabricação da infra-estrutura/restauração (CAVALCANTI et al., 2008).

Castro em 2008, preocupada com a resistência de união da porcelana de cobertura com a infra-estrutura cerâmica, avaliou a resistência de união entre uma infra-estrutura de zircônia e diferentes tipos de porcelana de cobertura. Sobre um cilindro de Ceramill® foram aplicadas as porcelanas de cobertura de forma prensada (Grupo 1 e 2) e prensada/estratificada (Grupo 3 e 4). Os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de cisalhamento através de uma matriz de aço em máquina de ensaio universal. Foram encontrados os seguintes valores médios de resistência de união em MPa: Grupo1= 14,43; Grupo2= 18,53; Grupo 3= 23,23; Grupo4= 15,63. A análise de variância (ANOVA) detectou efeito significativo do fator porcelana sobre a resistência de união (p=0,02). O fator modo de aplicação (p=0,228) e a interação porcelana x modo de aplicação (p=0,467) não foram significativos. O teste de Tukey indicou que a porcelana Ceramco teve maior resistência de união que IPS-Emax. O tipo de porcelana de cobertura influenciou a resistência de união com a cerâmica enquanto o modo de sua aplicação não teve efeito sobre essa propriedade.

Conforme Fischer et al., em 2008, a zircônia Y-TZP abre novas perspectivas para restaurações de cerâmica pura. Sua alta resistência à flexão e tenacidade à fratura permite sua aplicação como infra-estrutura de próteses parciais fixas até em reconstruções em regiões de molar. Porém, suficiente resistência de união com a cerâmica de cobertura é uma preocupação para o sucesso clínico a longo prazo. A resistência de união é determinada por uma série de fatores: a força da união química, embricamento mecânico, tipo e concentração de defeitos na interface, propriedades de molhamento e o grau de tensão por compressão na camada de cobertura devido a uma diferença nos coeficientes de expansão térmica entre zircônia e cerâmica de cobertura. Poucos estudos têm lidado com a influência de diferentes tratamentos de superfície na qualidade da união, e o mecanismo de união não é completamente entendido. Para medir a resistência de união dos sistemas totalmente cerâmicos, testes de cisalhamento ou testes de microtração são geralmente utilizados para avaliar a influência da superfície do substrato sobre a qualidade da união. Estudos em laboratório têm mostrado que a falha da cobertura primariamente ocorre próximo à interface zircônia-cerâmica de cobertura.

Os avanços nas técnicas de processamento cerâmico possibilitam aos clínicos e ceramistas fabricarem próteses parciais fixas em regiões posteriores usando cerâmica de alta resistência: as Y-TZP. Entretanto, falhas ocorrem nestas próteses devido ao seu desenho/planejamento. Os objetivos deste estudo foram

determinar a área de iniciação da fratura e as causas destas fraturas nas próteses parciais fixas. Com este objeivo Taskonak et al. em 2008 analisaram por fractografia o comportamento da zircônia como infra-estrutura de próteses parciais fixas. Cinco próteses fixas de 4 elementos com infra estrutura de zircônia (Cercom ceramics®) foram recuperadas e analisadas. Os fragmentos das fraturas originadas na porcelana de cobertura (Cercom Ceram S Veneering Ceramic®) de duas amostras foram perdidos, mas o restante da estrutura da porcelana estava presente. As outras 3 amostras tinham suas porcelanas intactas. As fraturas de superfície foram examinadas usando fractografia e microscopia eletrônica (MEV). Como conclusão, observaram que as fraturas primárias em próteses fixas com infra-estrutura de zircônia iniciaram na superfície da porcelana.

Segundo Della Bona, 2009, a competição por cerâmicas de alta resistência tem levado os fabricantes a apresentar cerâmicas de alto conteúdo cristalino, sendo que algumas advogam ter valores de resistência acima de 1.000 MPa. No entanto, a faixa de valores de tenacidade de fratura ainda está bem abaixo daqueles obtidos para os metais. Além disso, as propriedades mecânicas das cerâmicas de cobertura, que são expostas a contato oclusal direto, não têm melhorado de forma significativa e o lascamento das cerâmicas ainda constitui um problema clínico. Uma concentração de estresse na interface infra-estrutura/cerâmica de cobertura é o resultado de grandes diferenças entre os módulos de elasticidade das duas cerâmicas. As causas do lascamento da cerâmica de cobertura podem estar relacionadas a: (1) estresse residual na interface infra-estrutura/cerâmica de cobertura; (2) diferenças na condutividade térmica (incompatibilidade térmica) entre os materiais de infra-estrutura e de cobertura; (3) espessa camada de cerâmica de cobertura; (4) contato de deslizamento tipo Hertziano e (5) união deficiente entre as cerâmicas de infra-estrutura e de cobertura. É válido mencionar que a força de mordida, e, conseqüentemente, a área de contato oclusal, pode variar entre pacientes, mas a pressão do contato é basicamente em torno de 38 MPa. Não obstante, a delaminação deve ser classificada como uma falha por fratura, pois um reparo intra-bucal permanente e esteticamente durável não é, muitas vezes, possível.

Em algumas situações clínicas, as dimensões de qualquer dente preparado ou do pilar do implante é menor que o ideal, e a espessura da porcelana deve ser aumentada. A espessura do núcleo e da porcelana deve ser considerada para

prevenir fraturas mecânicas da coroa protética. Este fato levou Shirakura et al. em 2009 a investigar a influência da espessura da porcelana para os sistemas totalmente cerâmicos e metalocerâmicos sobre a resistência à fratura depois do carregamento cíclico. Coroas totalmente cerâmicas e metalocerâmicas (n=20) foram fabricadas sobre um pilar de implante (RN Solid Abutment ®) para o estudo. Dois diferentes desenhos da estrutura com duas espessuras incisais diferentes da porcelana de cobertura (2mm e 4mm) foram usadas para cada sistema totalmente cerâmico e metalocerâmico, resultando em 4 grupos experimentais (n=10) com coroas de formatos idênticos. As coroas totalmente cerâmicas consistiam de núcleo de alumina (Procera AllCeram®) e porcelana de cobertura (Cerabien®), enquanto que as coroas metalocerâmicas foram confeccionadas com uma liga nobre de metal (Leo®) e porcelana (IPS Classic®). Todas as coroas foram cimentadas sobre os pilares correspondentes usando um cimento resinoso (Panavia 21®). Elas foram submetidas a 1000 ciclos de termociclagem (5 e 55℃). As coroas foram testadas com um aparelho de carregamento cíclico unidirecional simultâneo de desenho personalizado com carregamento cíclico em 135 graus, na vertical, em 250 rpm, com uma carga de 49 N. Cada amostra foi carregada por 1,2 X 106 ciclos ou até a falha. As amostras foram completamente avaliadas para rachaduras e/ou fraturas através de microscopia e atribuída uma pontuação de sobrevivência, sucesso, ou fracasso. As amostras sem fratura foram carregadas ao longo do eixo do dente, na borda incisal, em uma máquina de ensaios universal em uma velocidade de 1,5mm/min, até a fratura. Teste de Fisher foi usado para comparar a taxa de sucesso e sobrevivência entre os dois materiais diferentes (α=05). ANOVA a dois fatores foi utilizada para analisar dados em termos de material, espessura de porcelana, e efeito de interação. O grupo de cerâmica mostrou sucesso significativamente maior (P = 003) e taxas de sobrevivência (P =. 001) que o grupo de metalo cerâmica. Para a carga de ruptura, mostrou efeitos significativos para material e espessura de porcelana, mas não um efeito de interação significativa. Para os grupos de metalo cerâmica, coroas de porcelana com uma espessura de 2mm mostraram uma carga de ruptura significativamente maior do que as coroas com uma espessura de 4 mm de porcelana. No entanto, os grupos de cerâmica não mostraram diferença significativa entre as diferentes espessuras de porcelana de cobertura.

Segundo Fischer et al., em 2009, a incompatibilidade térmica é colocada como uma das razões para o lascamento da porcelana de cobertura sobre núcleos de zircônia. Para tanto avaliaram o efeito da incompatibilidade térmica sobre a resistência ao cisalhamento de restaurações zircônia/porcelana. Foram medidos a resistência ao cisalhamento de 12 diferentes compósitos zircônia/porcelana. Com o objetivo de criar uma forte incompatibilidade térmica, uma das porcelanas foram intencionalmente aplicadas sobre copings de alumina e uma sobre núcleo metálico. A temperatura de transição vítrea das porcelanas e o CET de todas elas foram medidos. As porcelanas de cobertura utilizadas foram: Allux®, Cerabien Zr®, Creation ZI®, Reflex®, IPS e.max®, Initial ZR®, LAVA Ceram®, Rondo Zirconia®, Triceram®, Vintage ZR®, Vita VM 9®, Zirox®. A zircônia utilizada foi a Y-TZP (YZ-cubes®, Vita Zahnfabrik). Os valores de resistência ao cisalhamento variaram entre 21,9±6,2 a 31,0±7,1 MPa. A porcelana sobre o núcleo metálico exibiu descolagem expontânea. As diferenças no CET do núcleo e porcelana foram calculadas.

Beuer et al., em 2009, avaliaram in vitro a resistência a fratura de infra-estruturas de zircônia revestidas com uma cerâmica CAD/CAM de alta resistência por sinterização comparado com coroas de núcleos de zircônia anatomicamente idênticos, cobertos por porcelanas injetadas ou pela técnica de estratificação. Um preparo com término em chanfrado foi realizado (1,2mm, 360 graus) em um segundo molar superior e foi duplicado 15 vezes em uma liga de cobalto-cromo. Uma amostra de 45 infra-estruturas de zircônia foi produzida e dividida em três grupos. No primeiro grupo (VT) infra-estruturas de zircônia receberam revestimento convencional na técnica de estratificação, no segundo grupo, a porcelana de recobrimento foi pressionada sobre a zircônia (OT), e para o terceiro grupo (ST) uma porcelana de cobertura de alta resistência foi sinterizada sobre a infra-estrutura. Todas as coroas foram cimentadas convencionalmente em suas matrizes e testadas na máquina de ensaios universal até a fratura. Amostras do grupo VT mostraram uma média de carga de fratura de 3.700,39±1.238,72 N, grupo OT 3.523,73±1.181,11 N e grupo ST 6.262,67±2.257,42 N. A diferença entre os grupos VT, OT e ST foram estatisticamente significativas (P <0,001). O novo sistema de porcelana fabricada por CAD/CAM (ST) foi superior às técnicas atuais (VT e OT) em termos de carga de fratura e oferecem a possibilidade de produzir coroas de melhor

custo benefício e próteses parciais fixas com um menor risco de lascamento da porcelana.

A delaminação da cerâmica de cobertura é uma forma de falha clínica frequentemente observada. Esta ocorrência é mais prevalente quando as cerâmicas têm alto módulo de elasticidade e diferentes coeficientes de expansão térmica (entre infra-estrutura/cerâmica de cobertura). A compatibilidade entre as cerâmicas é promovida pela capacidade de molhamento da cerâmica de cobertura e em esta fluir através das irregularidades da superfície da infra-estrutura, aumentando a resistência de união entre os materiais (BENETTI; DELLA BONA; KELLY, 2010).

Tholey et al., em 2010, analisaram por método de micro difração XRD[2] a interface entre Y-TZP e porcelana de cobertura enfatizando o papel dos métodos de sua aplicação. A metaestabilidade da estrutura cristalina da zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) é uma preocupação para restaurações dentárias. Reações entre a porcelana de cobertura e a Y-TZP pode resultar em uma redução da estabilidade da zircônia e união da interface causada por uma transformação da estrutura cristalina de tetragonal para monoclínica durante a estratificação. Em quase todas as condições, a composição da fase de grãos de zircônia na interface revelaram tanto a estrutura monoclínica quanto a tetragonal. Estas observações indicam que a desestabilização da fase tetragonal da zircônia ocorre na interface durante o recobrimento com a porcelana. Estes resultados e sua relevância para a estabilidade a longo prazo da adesão na interface entre zircônia e porcelana de cobertura, bem como as transformações de tetragonal para monoclínica na interface são discutidos. Como consequência das conclusões deste estudo, é fortemente recomendado o uso de uma técnica de camadas (condensação ou estratificação) da porcelana, o mais fina e seca quanto possível para a aplicação de camadas iniciais, no intuito de evitar a desestabilização dos cristais tetragonal na interface da Y-TZP; de outra forma, poderá induzir estresse mecânico local na camada sobrejacente de porcelana e, portanto, poderia diminuir a estabilidade mecânica do produto final.

Em 2010, Saito et al., preocupados com as altas taxas de lascamento da cerâmica de cobertura das infra-estruturas de zircônia, estudaram a relação entre coeficiente de expansão térmica (CET) e resistência de união ao cisalhamento entre tais estruturas. O sucesso da zircônia como infra-estrutura excede taxas de 97,8% em um período de 5 anos. Porém, o lascamento ou fratura da cerâmica de cobertura

tem taxas relativamente baixas de 6 a 25% em restaurações posteriores, dentro de um período de observação de 5 anos. Para pontes fixas fabricadas com zircônia injetada isostaticamente, foi encontrado menor lascamento da cerâmica de cobertura em 15% dos trabalhos depois de 2 anos, e 6% dos trabalhos depois de 3 anos. Outros estudos mostraram taxas de lascamento de 25% depois de 31 meses e 15% depois de 5 anos em trabalhos de próteses fixas de múltiplos elementos fabricados com blocos de zircônia pré-sinterizada. Entretanto, estudos clínicos em trabalhos metalocerâmicos indicaram a prevalência de fraturas da porcelana de cobertura entre 5 a 10% acima de 10 anos e 2,5% depois de 5 anos. Entre outros fatores (como desenho da infra-estrutura e espessura da cerâmica de cobertura), a compatibilidade térmica entre metal e porcelana é de suma importância. Quando isto ocorre, a temperatura de queima da porcelana não causa distorção na infra-estrutura de metal. Além disso, a camada de óxidos metálicos desenvolve uma união química com a porcelana e o jateamento com óxido de alumínio melhora retenção da porcelana. Já nas restaurações ceramo-porcelanas, a união pode ser limitada. O mecanismo desta união ainda não é bem entendido. Foram analisadas a cerâmica $ZrO_2$(Katana Zircônia® - Noritake), liga de ouro(DeguDent U®). Como porcelanas de cobertura foram analisadas: Super Porcelain AAA® (Noritake) para metal e para a zircônia: Cerabien ZR®, Cercom ceramkiss®, IPS e.max Ceram®, Vintage ZR® e VITA VM9. Após os testes de resistência de união, os fragmentos foram analisados e as fraturas classificadas em: A-adesiva, AC-combinação adesiva/coesiva, C-coesiva. Concluíram que a resistência de união entre as porcelanas feldspáticas e a zircônia foi comparada à resistência entre as porcelanas feldspáticas e liga de ouro. Concluíram também que as discrepâncias no CET entre as porcelanas de cobertura e a zircônia afetaram significantemente o sistema ceramo-porcelana.

López-Mollá et al., em 2010, analisaram se a união da porcelana de cobertura com uma infra-estrutura cerâmica (livre de metal) foi similar a estruturas metalocerâmicas. Outro objetivo foi determinar se haveria diferença na resistência de união entre diferentes núcleos de zircônia e porcelanas de cobertura com sílica nas restaurações livres de metal e se a forma de aplicação da cobertura, prensada ou condensada, faria alguma diferença. Foi avaliado também se uma cerâmica de cobertura diferente da recomendada pelo fabricante da zircônia faria diferença na resistência de união. Consideraram que os núcleos, assim como as cerâmicas de

cobertura, são diferentes em comportamento em relação aos seus módulos de elasticidade e diferentes coeficientes de expansão térmica. Isto leva ao aparecimento de estresse residual entre eles. O mecanismo de união entre metal e porcelana é bem entendido, porém pouco se sabe em relação à união ceramo-porcelana. Foram criados 6 grupos, com n=9, nas quais as dimensões das amostras foram 15 mm de altura x 8mm de diâmetro do núcleo de zircônia e 2mm de altura x 8mm de diâmetro da cerâmica de cobertura. Os grupos ficaram assim constituídos: Grupo 1 (controle)-níquel cromo + d.SIGN® (Ivoclar); Grupo 2 IPS e.maxPress® dissilicato de lítio injetado + IPS e.max Ceram® (Ivoclar) porcelana fluorapatita(sílica)-condensação; Grupo 3 IPS e.maxZirCad® (CAD/CAM)+ IPS e.maxZirPress®- com liner, injetada; Grupo 4 IPS e.maxZirCad® (CAD/CAM) + IPS e.max Ceram® (Ivoclar)-condensação,com liner; Grupo 5 Lava Frame® (3M ESPE) (CAD/CAM) + Lava Ceram® (3M ESPE),condensação; Grupo 6 Lava Frame® (3M ESPE) + IPS e.max Ceram® (Ivoclar)-condensação, *liner*. O teste de resistência ao cisalhamento foi realizado nas amostras em uma máquina de ensaio universal, com velocidade de 0.50 mm/min. Os resultados foram analisados através do teste de variância ANOVA para verificar se existiria diferenças significantes entre os grupos ($p<0,05$). Também foi utilizado o teste de comparação múltipla Student Newman-Keuls. Como Resultados o grupo 1 mostrou: 13.45 MPa, o grupo 2: 24.20 MPa, o grupo 3: 12.70 MPa, o grupo 4: 7.86 MPa, o grupo 5: 10.20 Mpa e o grupo 6: 4.62 Mpa. A resistência de união do grupo 1(controle) foi similar aos grupos 3 e 5. O grupo 2, no qual núcleo e cerâmica de cobertura são de composição química similar, com a sílica como componente principal, acharam os melhores resultados de adesão entre duas porcelanas. Os núcleos de zircônia com porcelanas de cobertura mostraram fraca união, inferior à união metalo/cerâmica. A técnica de aplicação da porcelana de cobertura sobre a zircônia de melhores resultados foi a injetada (menor incorporação de porosidades, que é onde as fendas se iniciam). Os menores resultados foi o grupo que usou porcelana de cobertura de diferentes fabricantes.

Zarone et al., em 2011, consideraram que a compatibilidade entre o coeficiente de expansão térmica da zircônia e a cerâmica de cobertura é um fator crítico sob o ponto de vista mecânico. Outro importante aspecto determinante nas propriedades mecânicas da zircônia é a forma do conector e seu tamanho. Rachadura ou lascamento (fraturas coesivas superficiais) da porcelana de cobertura

foram reportadas pela maioria dos estudos como uma complicação frequente. As causas podem passar pelo desenho inadequado da prótese, como a espessura do núcleo e da porcelana (maior que 2mm) e arquitetura da infra-estrutura. Um formato inadequado não provê suporte uniforme à porcelana de cobertura. O formato deveria ser personalizado, em vez de modelado de acordo com um conceito de espessura uniforme da zircônia. Defeitos de superfície também podem desencadear o lascamento da porcelana por rugosidades oclusais como conseqüência da incorporação de bolhas durante a condensação da porcelana ou pelos ajustes oclusais, que podem expor a zircônia subjacente. É claro que a fratura da porcelana de cobertura é um fenômeno multifatorial e algumas possíveis causas podem ser destacadas: diferenças entre o CET entre zircônia e porcelana de cobertura, contração de queima da porcelana, áreas de porosidades, falhas na cobertura, pobre molhamento da porcelana de cobertura sobre a zircônia, suporte inadequado da infra-estrutura, fadiga. Apesar da natureza da união entre porcelana e zircônia não ser ainda completamente entendida e os parâmetros de compatibilidade ainda não estarem bem definidos, o CET parece desempenhar um papel crucial. Cerâmicas têm sido desenvolvidas para zircônia de forma a reduzir problemas mecânicos, mas mais investigações ainda são necessárias. Hoje em dia, quase todos os sistemas baseados em zircônia oferecem porcelanas de cobertura especialmente desenvolvidas para exibir CET compatível com a zircônia. Um princípio que vem sendo bastante utilizados pelos pesquisadores é a utilização de porcelanas de cobertura com um CET levemente abaixo do da zircônia, de forma a colocar a porcelana sob compressão e reduzir o risco de desenvolver fendas pelo aumento da resistência de união à infra-estrutura.

# 3 OBJETIVOS

## 3.1 Objetivos gerais

Avaliar a resistência de união da infra-estrutura de cerâmica de zircônia e sua porcelana de cobertura.

## 3.2 Objetivos específicos

a) avaliar a resistência de união entre uma combinação de infra-estrutura de zircônia Lava frame® e duas porcelanas de cobertura: IPS Ceram® e VM9®;
b) avaliar a resistência de união entre uma combinação de infra-estrutura de zircônia Ceramill ZI® e duas porcelanas de cobertura: IPS Ceram® e VM9®.

# 4 MATERIAL E MÉTODOS

Os materiais a serem testados estão descritos na Quadro 1.

| Material | Fabricante | Composição |
|---|---|---|
| LAVA® | 3M ESPE, AG, Alemanha | Zirconium 52% a 59%; oxigênio 26% a 34%; hafnium 3 a 5%; traços de alumina, sílica e sódio 0,8% a 1,63%; pigmentos de coloração para sombreamento da infra-estrutura: ferro 0,2% a 1,6%, magnésio 0,2% a 0,4%, traços de érbio 66, cério, e praseodímio. |
| Ceramill ZI | Amanngirrbach Pforzhelm Alemanha | Óxido de Zircônia, $ZrO_2$ (95-99%) Óxido de Itrium, $Y_2O_3$ (4,5 – 5,4%); Óxido de Háfnio, $HfO_2$ (< 5%); Óxido de Alumínio, $Al_2O_3$ (< 5%); Outros óxidos, (< 5%). |
| Vita VM9® | Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha | $SiO_2$ 60-64; $Al_2O_3$ 13-15; $K_2O_7$-10; $Na_2O$ 4-6; $B_2O_3$ 3-5 |
| IPS e-max Ceram® | Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein | $SiO_2$ 60-65; $Al_2O_3$ 9-11; $K_2O$ 7-8; $Na_2O$ 7-8; $ZnO_2$ 2-3; 41ão, $P_2O_5$ e F 2,5-7,5. |

**Quadro 1** - Fabricante e composição dos materiais a serem testados.
**Fonte:** Sites dos fabricantes.

## 4.1. Preparação dos corpos de prova

### *4.1.1 Dispositivo para confecção da amostra e aplicação da força de cisalhamento*

Obteve-se, a partir de uma matriz de aço inoxidável idealizada por Shell e Nielsen em 1963 e modificada por Chiodi Neto (1981) um cilindro em resina acrílica (Duralay-Reliance Dental Mfg Co Worth, IL, USA), que serviu de matriz para escaneamento e torneamento dos sistemas cerâmicos utilizados e para aplicação da

porcelana de cobertura e o teste de resistência ao cisalhamento. A matriz de aço inoxidável constitui-se de duas partes. A primeira parte é uma base cilíndrica cuja altura total é de 14,0mm e com dois estágios de diâmetros externos. O primeiro estágio possui um diâmetro externo de 30,5mm por 5,0mm de altura. Esta base possui ainda uma perfuração central ao longo do seu eixo vertical de 6,0mm de diâmetro por 14,0mm de altura. A segunda parte da matriz tem uma forma de semi-circunferência (raio de 15,5mm) que permite um perfeito encaixe sobre a base inferior. Além disso, esta segunda parte que compõe a matriz possui um entalhe localizado no meio de sua superfície plana. Este entalhe, também em forma de uma semi-circunferência com um raio de 4,5mm. Desta forma, quando a matriz é montada, este entalhe fica concêntrico à perfuração existente na parte central da base inferior. Isto permite a padronização da espessura da porcelana de cobertura quando da sua aplicação. Um desenho esquemático desta matriz pode ser visto na figura 1.

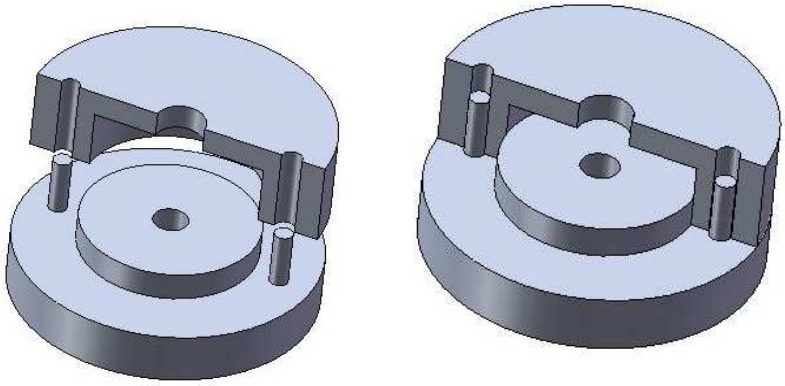

**Figura 1** - Esquema tridimensional do dispositivo
**Fonte:** Autor

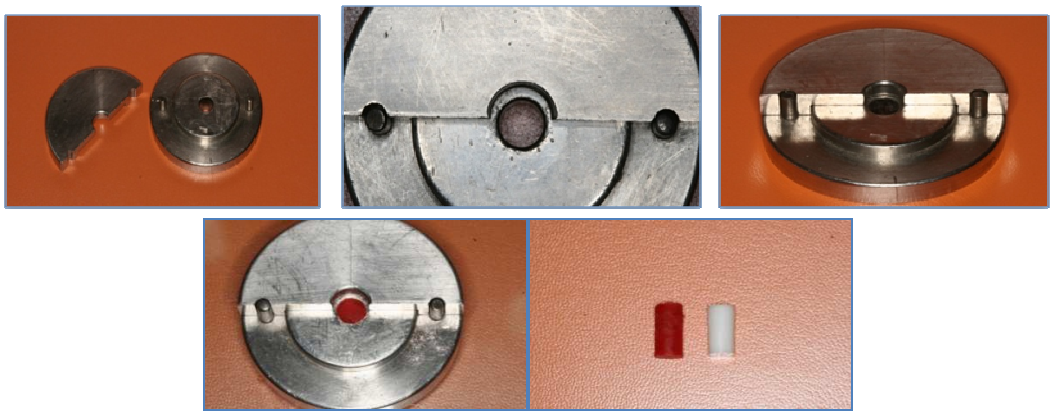

**Figura 2** - Sequência fotográfica da obtenção do cilindro padrão em resina acrílica
**Fonte:** Autor

### *4.1.2. Preparação da infra-estrutura em Ceramill ZI*

Dez infra-estruturas cilíndricas, com altura média de 14,0mm e diâmetro médio 6,00mm, foram cortadas e preparadas pela técnica de fresagem em blocos de Ceramill ZI® de acordo com uma réplica confeccionada de resina acrílica auto-polimerizável. A máquina de fresagem foi regulada de acordo com o lote dos blocos de zircônia pré-sinterizados fornecidos pelo fabricante - os blocos apresentam um fator de 0 a 8 - permitindo a confecção dos corpos de prova em um tamanho maior, para compensar a contração de 20 a 25% durante o processo de sinterização final. Os corpos de prova de Ceramill ZI® foram pré acabados antes da sinterização com broca de tungstênio multi-laminada (Gebr.Brasseler®, Alemanha) em baixa rotação e borracha Exacerapol® (KG Sorensen, Brasil) e sinterizados em um forno de alta temperatura Ceramill Therm®. O ciclo tem duração de 8 horas incluindo a fase de aquecimento e resfriamento, sendo, este processo, especialmente adaptado ao coeficiente de expansão térmica da zircônia. Após a sinterização não foi realizado nenhum desgaste por se tratar de um corpo cilíndrico.

### *4.1.3. Preparação da infra-estrutura em Lava*

O cilindro de resina acrílica previamente preparado foi escaneado utilizando-se o equipamento LAVA Scan ST®. Pelo escaneamento foi possível tornear dez infra-estruturas cilíndricas, com altura média de 14,0mm e diâmetro médio de 6,00mm, preparadas pela técnica de fresagem em blocos de LAVA®. Utilizou-se para a fresagem a Fresadora LAVA CNC 500®. A máquina de fresagem foi regulada de acordo com o código de barras da parte inferior de cada bloco de zircônia pré-sinterizados fornecidos pelo fabricante permitindo a confecção dos corpos de prova em um tamanho maior, para compensar a contração de 20 a 25% durante o processo de sinterização final. O código de barras da parte superior do frame oferece ao sistema informação do tipo do material e o tamanho do bloco. Obtidos os cilindros, eles foram sinterizados na Sinterizadora LAVA Furnace 200®, que segue o

seguinte ciclo: 40℃ durante 146 minutos; 1.500℃, 120 minutos; resfriamento a 300℃ no período de 4 a 5 horas. Todo o ciclo perfa z um total de 8 a 9 horas.

### *4.1.4 Aplicação das porcelanas de cobertura*

O cilindro cerâmico foi posicionado na parte inferior da matriz de aço inoxidável, ficando com aproximadamente 4 mm de sua altura acima da mesma. A porcelana de cobertura será então aplicada sobre uma faixa do cilindro cerâmico compreendida entre 1mm abaixo da superfície de sua extremidade até o nível do plano superior da matriz, perfazendo assim, uma faixa de 3mm de largura. No sentido horizontal esta faixa de aplicação estenderá até a metade da circunferência do cilindro com um comprimento retificado de aproximadamente 9mm. Desta forma a área de contato entre a porcelana de cobertura e o cilindro cerâmico é de aproximadamente 27mm².

As porcelanas de cobertura aplicadas foram a IPS Emax Ceram® e a Vita VM9®. As aplicações foram pelo método da condensação e seguiram as orientações dos seus fabricantes. Os fornos de sinterização utilizados foram os recomendados pelos fabricantes das porcelanas (P300® IvoclarVivadente e Vacumat 40T® Vita). Realizou-se a aplicação da porcelana de cobertura em duas queimas com temperaturas de sinterização de 750$^{o}$C para a porcelana Emax Ceram® e 910$^{o}$C para a porcelana Vita VM9®. Após a aplicação da porcelana, pequenos ajustes foram realizados com pontas de diamante em baixa rotação.

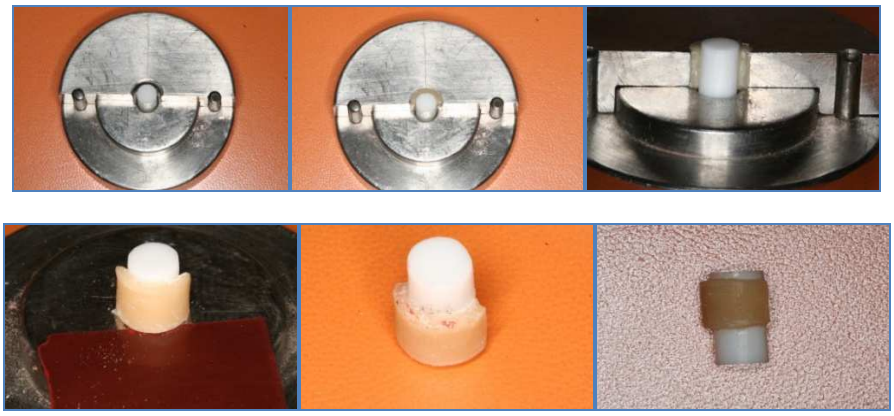

**Figura 3** - Cilindros cerâmicos com a porcelana de cobertura aplicada

**Fonte:** Autor

### *4.1.5 Ensaio de cisalhamento para avaliar a resistência de união cerâmica/porcelana*

Os corpos de prova (cerâmica/porcelana) foram colocados na matriz de aço inoxidável em sua perfuração central, de forma que a parte correspondente a porcelana de cobertura ficou apoiada no metal e a infra-estrutura de zircônia se encaixou no orifício permitindo o deslocamento no sentido vertical. O conjunto foi levado à máquina de ensaio para submissão ao teste de resistência ao cisalhamento.

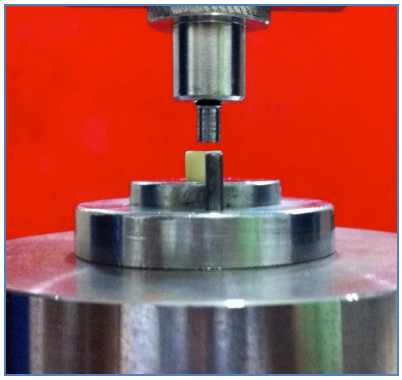

**Figura 4** - Matriz de aço inoxidável com corpo de prova montado na máquina de ensaio universal.

**Fonte:** Autor

A máquina de ensaio universal (EMIC, Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais-PR) com célula de carga de 500kg, foi programada para força uniaxial aplicada no topo do cilindro cerâmico, no centro do seu diâmetro superior com velocidade de carregamento constante de 0,5mm/min até a fratura do corpo de prova. Os dados de força de ruptura em N foram anotados e organizados em tabelas e submetidos à análise estatística. Constatou-se a normalidade da amostra pelo teste Kolmogorov-Smirnov e em seguida os dados foram submetidos a ANOVA a dois critérios, post-hoc de Bonferrone ($p>0,05$). O software utilizado foi o Graph Pad Prism (Software Graph Pad San Diego Ca, USA).

## 5 RESULTADOS

**Tabela 1** - Valores individuais de forças (N) de cisalhamento para as cerâmicas e respectivas porcelanas de cobertura

| Corpo de Prova | Lava Frame | | Ceramill ZI | |
|---|---|---|---|---|
| | Vita VM9 Grupo 1 | e-Max Ceram Grupo 2 | Vita VM9 Grupo 3 | e-Max Ceram Grupo 4 |
| 01, 06, 11, 16 | 756,74 | 758,99 | 795,68 | 798,56 |
| 02, 07, 12, 17 | 894,21 | 795,68 | 770,50 | 773,38 |
| 03, 08. 13, 18 | 730,94 | 702,15 | 738,12 | 748,20 |
| 04, 09, 14, 19 | 784,50 | 694,96 | 685,97 | 792,08 |
| 05, 10, 15, 20 | 796,25 | 758,0 | 795,68 | 612,94 |
| Média | 792,52 | 741,95 | 757,19 | 745,03 |

**Fonte:** Dados da pesquisa

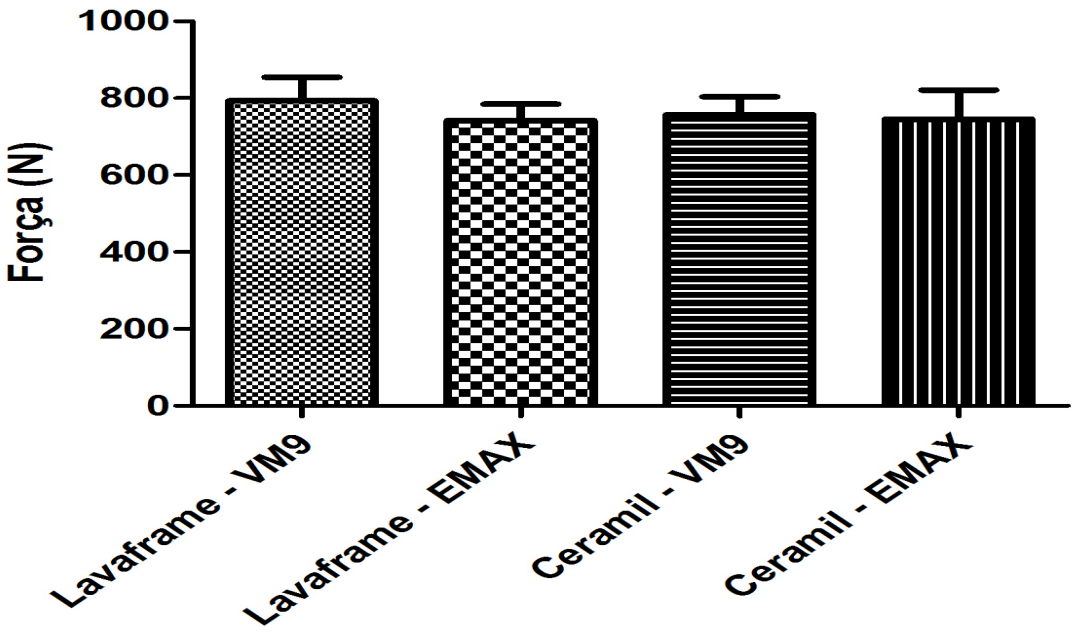


**Gráfico 1** – Gráfico representativo das médias em N e desvio padrão dos grupos experimentais.
**Fonte:** Dados da pesquisa

## ARTIGO

# AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE INFRA- ESTRUTURAS DE ZIRCÔNIA E PORCELANAS DE COBERTURA

Lucilia Fonseca de Menezes
Wellington Corrêa Jansen

**Mestranda em Clínicas Odontológicas, com ênfase em Prótese Dentária, pela Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil,*
***Departamento de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil,*

## RESUMO

A resistência de união entre porcelana de cobertura e uma infra-estrutura cerâmica determinam a longevidade desse tipo de restauração no meio bucal. O propósito do atual trabalho é verificar a resistência da união entre duas infra-estruturas de zircônia e dois tipos de porcelana de cobertura. **Material e Métodos**: Foram confeccionados 20 corpos de prova em infra-estrutura de zircônia, Ceramill ZI® (n=10) e Lava Frame® (n=10). As porcelanas de cobertura foram aplicadas por condensação e estratificação e divididas em 04 grupos experimentais: G-1 Lava frame/Vita VM9 (n=5); G-2 Lava frame/e-Max Ceram; G-3 Ceramill ZI/Vita VM9; G-4 Ceramill ZI/e-Max Ceram. Os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de cisalhamento em máquina de ensaio universal e os resultados submetidos à análise de variância (ANOVA) a dois critérios. **Resultados**: Os experimentos mostraram valores médios de força de cisalhamento de 792,52 N para o G-1, para o G-2 de 741,95 N. Nos Grupos 3 e 4 os valores encontrados foram 757,19 e 745,03 N, respectivamente. Os resultados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes para os grupos experimentais. **Conclusão:** Os fatores tipo de cerâmica e o tipo de porcelana de cobertura não exerceram influência na resistência de união.

**Palavras chave:** Cerâmica. Resistência de união. Zircônia.

# 1 INTRODUÇÃO

Por que somos tão interessados em restaurações de cerâmica? A resposta é simples: estética durável e resistência. As restaurações cerâmicas permanecem atraentes por muitos anos e nenhum outro material dentário pode suplantar esta característica! Cerâmicas desenvolvidas por meio de novas tecnologias têm permitido a confecção de infra-estruturas com propriedades mecânicas e estéticas satisfatórias, tornando-as uma opção às infra-estruturas metálicas nas restaurações odontológicas. Estas vêm sendo utilizadas em próteses fixas unitárias e em próteses parciais fixas, que além de estética preservam a cor natural dos tecidos moles, têm baixo potencial alergênico e biocompatibilidade (DELLA BONA, 2009).

Vários materiais podem ser usados como infra-estrutura: metal, cerâmica reforçada com leucita, cerâmica infiltrada de vidro, di-silicato de lítio, alumina e zircônia (ZARONE, RUSSO, SORRENTINO, 2011) . A zircônia é um biomaterial interessante devido às suas propriedades: alto valor de resistência, tenacidade de fratura e dureza; resistência ao desgaste e bom comportamento à fricção; isolamento elétrico; baixa condutividade térmica; resistência à corrosão na maioria dos ácidos e 48lcaloides; módulo de elasticidade semelhante ao aço e coeficiente de expansão térmica semelhante ao ferro (DELLA BONA, 2009). Entretanto, como os materiais cerâmicos de alta resistência são essencialmente opacos, precisam ser recobertos com cerâmicas de características mais estéticas, ou seja, cerâmicas predominantemente vítreas. Estas são usadas para mimetizar as propriedades ópticas do esmalte e da dentina (SUNDH, MOLIN, SJOGREN, 2005). Assim, este conjunto infra estrutura cerâmica/porcelana de cobertura necessitam de compatibilidade com as suas propriedades para um comportamento satisfatório na cavidade bucal. De uma maneira geral as propriedades dos dois tipos de material tem sido avaliados separadamente. Porém, um conhecimento da influência destas propriedades no conjunto infra-estrutura/porcelana se faz necessário para estimar a durabilidade das restaurações em meio bucal. Fabricantes e pesquisadores têm concentrado suas atenções no aumento da resistência das infra-estruturas, enquanto a união entre elas não vem sendo adequadamente considerada. Contudo, o lascamento da cerâmica de cobertura nas restaurações de zircônia continua a ser um problema a ser resolvido (ZARONE, RUSSO, SORRENTINO, 2011). O objetivo

deste estudo é investigar a resistência de união entre as infra-estruturas de zircônia e diferentes cerâmicas de cobertura.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Al-Dohan et al., em 2004, avaliaram a resistência de união de infra-estruturas cerâmicas e porcelanas de cobertura. Os testes foram por cisalhamento, sendo a tensão calculada pela divisão da força necessária à fratura em N pela área aderida em $mm^2$. Os sistemas cerâmicos avaliados foram divididos nos seguintes grupos experimentais (n=12): Grupo IE (IPS-Empress/IPS-Empress Eris); Grupo PZ (Procera AllZircon/Cerabien CZR); GrupoDC (DC-ZirKon®/Vita D *opaque porcelain*); Grupo PA (Procera AllCeram/Degussa-Ney *All ceram dentine*); Grupo controle, metal/cerâmica (Lodestar/Noritake). O grupo IE mostrou alto valor de resistência ao cisalhamento (30,86 ± 6.47MPa) que não foi estatisticamente diferente do grupo controle (30,16 ± 5,89MPa). A união das porcelanas para as 2 infra-estruturas de zircônia o grupo PZ (28,03 ± 5.03MPa) e o grupo DC(27,90 ± 4,79MPa) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes para o grupo IE e grupo controle. O grupo PA mostrou a menor valor de resistência de união (22,40 ± 2,40 MPa) dentre os grupos analisados. Todos os grupos testados mostraram falha coesiva na porcelana de cobertura e também falha adesiva entre a infra-estrutura e a porcelana de cobertura. O sistema IPS-Empress 2 mostrou falha coesiva na infra-estrutura.

Dias et al., em 2005, avaliaram a resistência de união da interface cerâmica/porcelana de dois sistemas cerâmicos, IPS- Empress 2 e In-Ceram Alumina. Corpos de prova foram adaptados num dispositivo metálico desenvolvido por Itinoche e submetidos ao teste de cisalhamento. A resistência de união do sistema IPS Empress 2/Empress 2 Cerâmico (82,06 MPa) foi maior do que o sistema In-Ceram Alumina/Vitadur Alfa (40.37 MPa) e no sistema In-Ceram houve um deslocamento total do recobrimento em relação a infra- estrutura. O sistema IPS Empress 2 apresentou maior evidência de aderência química e mecânica, podendo isto ser atribuído a composição química do recobrimento estético cerâmico indicado para o IPS Empress 2 ser coerente com a fase vítrea da cerâmica de infra-estrutura.

A resistência à micro-tração entre material de infra-estrutura cerâmico tipo zircônia (Cercon Base®) e sete tipos de porcelana de cobertura (Cercon Ceram S®; Cercon Ceram Express®; Rondo Dentine®; Rondo Shoulde®r; Lava Dentine®; Sakura Interaction®; Experimental pressing veneer) que foram aplicadas nas formas de camada e prensada foi investigada por Aboushelib et al. em 2006. Os sistemas cerâmicos Rondo Dentine® (48,8 MPa) e Lava Dentine® (44,4MPa) cujo processamento foi por prensagem foram mais resistentes à micro-tração em relação às outras cerâmicas testadas. Concluíram que a seleção de porcelanas de cobertura nas quais tiveram melhor resistência de união com a zircônia pode reduzir as chances de delaminação na função.

Em 2007, Dündar et al., compararam a força de união entre discos bilaminados de cerâmica empregando duas metodologias: teste de resistência ao cisalhamento (SBS) e teste de microtração (MTBS) em quatro diferentes tipos de infra-estrutura/porcelana de cobertura e avaliaram o modo de falha microscopicamente. Foram confeccionados 40 corpos de prova (n=10) para cada grupo (IPSEmpress®/feldspática; Finesse®/feldspática; Inceram®/feldspática e IPSEmpress 2®/flúor- apatita). Diferenças significativas entre os 2 testes foram observadas para todos os espécimes ($p<0.05$). O valor médio de SBS foi maior para o IPSEmpress2/flúor-apatita (41±8MPa), ($p<0.05$) em relação ao IPSEmpress/feldspática (23±4MPa), In- ceram/feldspática (26±4MPa) e Finesse/feldspática (28±3MPa). O valor médio do MTBS foi maior para o sistema Finesse/feldspática(15±2MPa) em relação ao IPSEmpress/feldspática (12±2MPa), In-ceram/feldspática (9±1MPa) e Empress2/fluorapatita (9±1MPa) ($p<0.05$). Após o teste de cisalhamento, falha coesiva foi predominante na infra-estrutura de matriz de vidro (80% Finesse, 90%IPSEmpress e 90% IPSEmpress 2) enquanto o principal modo de falha foi adesiva para o In-ceram. O valor médio de MTBS foi maior para o Finesse em relação às outras cerâmicas testadas ($p<0.05$) e o valor médio de SBS foi maior para o IPS Empress 2. Os autores concluíram que as duas metodologias empregadas influenciaram na resistência de união dos sistemas testados e que MTBS revelou uma distribuição mais homogênea dos resultados com média de valores menores quando comparados com SBS. Esse, por sua vez, mostrou uma média com valores maiores e maior desvio padrão.

Aboushelib et al., em 2008b, avaliaram a força de união entre uma combinação de infra-estrutura de zircônia (Cercon®) com porcelana prensada e

infra-estrutura de zircônia(Cercon®) com 2 coberturas: prensada e camada. Foram utilizados 15 discos de zircônia divididos em 3 grupos, com aplicação de porcelana de cobertura: Grupo controle (Cercon®/Cercon ceram express); Grupo 2 (Cercon®/Cercon ceram express/Ceram kiss); Grupo 3 (Cercon®/ Cercon ceram express/ Nobel rondo). Os resultados do teste de microtração não mostraram diferenças significantes entre os 3 grupos: controle (34,4 ±2,9 MPa); Grupo 2 (36,6± 5,1 MPa) e Grupo 3 ( 36,7 ±5,1 MPa). Os autores concluíram que a técnica da dupla cobertura da infra-estrutura de cerâmica não resultou em um enfraquecimento da união permitindo uma qualidade de interface superior usando a porcelana prensada e uma estética melhor obtida com a porcelana estratificada.

Guess et al. em 2008 avaliaram a resistência ao cisalhamento entre diferentes núcleos de zircônia e porcelanas de cobertura e sua susceptibilidade a termociclagem. Usou-se o teste Schmitz–Schulmeyer para avaliar a resistência ao cisalhamento de 3 núcleos cerâmicos (Cercon Base®, Vita In- Ceram YZ Cubes® e DC-Zircon®) e suas porcelanas de cobertura recomendadas pelos fabricantes (CerconCeramS®, Vita VM9®, IPS e.Max Ceram®). Um sistema metalocerâmico (Degudent U94®, Vita VM13®) foi usado como um grupo controle. Todas as amostras foram submetidas à força de cisalhamento em uma máquina de ensaio universal. Antes da termociclagem o valor médio em MPa foi de 12,5 ± 3,2 para Vita In Ceram YZ Cubes®/Vita VM9®; 11,5 ± 3,4 para DC-Zircon®/IPS E.max Ceram®; e 9,4 ± 3,2 para Cercon Base®/Cercon Ceram S®. Depois da termociclagem, valores médios de 11,5 ± 1,7 MPa para DC-Zirkon®/IPS e.max Ceram®, 9.7 ± 4.2MPa para Vita In-Ceram YZ Cubes®/Vita VM9®, e 9.6 ± 4.2MPa para Cercon Base®/Cercon Ceram S® foram observados. Nenhuma das diferenças entre os valores dos grupos testes totalmente cerâmicos nem tampouco a influência da termociclagem sobre todos os grupos foram estatisticamente significantes. Independente da termociclagem, o grupo controle metalocerâmico (27.6 ± 12.1 MPa, 26.4 ± 13.4 MPa) exibiu significantemente médias maiores que todos os 3 grupos totalmente cerâmicos testados. Os resultados indicaram que a resistência ao cisalhamento entre zircônia e porcelana de cobertura não foi afetada pela termociclagem. Nenhum núcleo de zircônia e porcelana de cobertura pôde atingir os altos valores de resistência de união da combinação metal-porcelana.

Castro, em 2008, preocupada com a resistência de união da porcelana de cobertura com a infra-estrutura cerâmica, avaliou a resistência de união entre uma infra-estrutura de zircônia e diferentes tipos de porcelana de cobertura. Sobre um cilindro de Ceramill® foram aplicadas as porcelanas de cobertura de forma prensada (Grupo 1 e 2) e prensada/estratificada (Grupo 3 e 4). Os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de cisalhamento através de uma matriz de aço em máquina de ensaio universal. Foram encontrados os seguintes valores médios de resistência de união em MPa: Grupo1= 14,43; Grupo2= 18,53; Grupo 3= 23,23; Grupo4= 15,63. A análise de variância (ANOVA) detectou efeito significativo do fator porcelana sobre a resistência de união (p=0,02). O fator modo de aplicação (p=0,228) e a interação porcelana x modo de aplicação (p=0,467) não foram significativos. O teste de Tukey indicou que a porcelana Ceramco teve maior resistência de união que IPS-Emax. O tipo de porcelana de cobertura influenciou a resistência de união com a cerâmica enquanto o modo de sua aplicação não teve efeito sobre essa propriedade.

Conforme Fischer et al. em 2008, a zircônia Y-TZP abre novas perspectivas para restaurações de cerâmica pura. A resistência de união entre a infra-estrutura de Y-TZP e a cerâmica de cobertura é determinada por uma série de fatores: a força da união química, embricamento mecânico, tipo e concentração de defeitos na interface, propriedades de molhamento e a resistência compressiva devido a uma diferença nos coeficientes de expansão térmica entre zircônia e cerâmica de cobertura. Poucos estudos têm lidado com a influência de diferentes tratamentos de superfície na qualidade da união, e o mecanismo de união não é completamente entendido. Para medir a resistência de união dos sistemas totalmente cerâmicos, testes de cisalhamento ou testes de microtração são geralmente utilizados para avaliar a influência da superfície do substrato sobre a qualidade da união.

Segundo Della Bona, 2009, a competição por cerâmicas de alta resistência tem levado os fabricantes a apresentar cerâmicas de alto conteúdo cristalino, sendo que algumas advogam ter valores de resistência acima de 1.000 MPa. No entanto, a faixa de valores de tenacidade de fratura ainda está bem abaixo daqueles obtidos para os metais. Além disso, as propriedades mecânicas das cerâmicas de cobertura, que são expostas a contato oclusal direto, não têm melhorado de forma significativa e o lascamento das cerâmicas ainda constitui um problema clínico. Uma concentração de estresse na interface infra-estrutura/cerâmica de cobertura é o resultado de grandes diferenças entre os módulos de elasticidade das duas

cerâmicas. As causas do lascamento da cerâmica de cobertura podem estar relacionadas a: (1) estresse residual na interface infra-estrutura/cerâmica de cobertura; (2) diferenças na condutividade térmica (incompatibilidade térmica) entre os materiais de infra-estrutura e de cobertura; (3) espessa camada de cerâmica de cobertura; (4) contato de deslizamento tipo Hertziano e (5) união deficiente entre as cerâmicas de infra-estrutura e de cobertura. Não obstante, a delaminação deve ser classificada como uma falha por fratura, pois um reparo intra-bucal permanente e esteticamente durável não é, muitas vezes, possível.

Em 2010, Saito et al., preocupados com as altas taxas de lascamento da cerâmica de cobertura das infra-estruturas de zircônia, estudaram a relação entre coeficiente de expansão térmica (CET) e resistência de união ao cisalhamento entre tais estruturas. O sucesso da zircônia como infra-estrutura excede taxas de 97,8% em um período de 5 anos. Porém, o lascamento ou fratura da cerâmica de cobertura tem taxas relativamente baixas de 6 a 25% em restaurações posteriores, dentro de um período de observação de 5 anos. O mecanismo desta união ainda não é bem entendido. Foram analisadas a cerâmica $ZrO_2$ (Katana Zircônia® - Noritake), liga de ouro (DeguDent U®). Como porcelanas de cobertura foram analisadas: Super Porcelain AAA® (Noritake) para metal e para a zircônia: Cerabien ZR®, Cercom Ceramkiss®, IPS e.max Ceram®, Vintage ZR® e VITA VM9. Concluíram que a resistência de união entre as porcelanas feldspáticas e a zircônia foi comparada à resistência entre as porcelanas feldspáticas e liga de ouro. Concluíram também que as discrepâncias no CET entre as porcelanas de cobertura e a zircônia afetaram significantemente o sistema ceramo/porcelana.

López-Mollá et al. em 2010 analisaram se a união da porcelana de cobertura com uma infra-estrutura cerâmica foi similar a estruturas metalo/cerâmicas. Outros objetivos foram: determinar se haveria diferença na resistência de união entre diferentes núcleos de zircônia e porcelanas de cobertura e se a forma de aplicação da cobertura, prensada ou condensada, faria alguma diferença. Foi avaliado também se uma cerâmica de cobertura diferente da recomendada pelo fabricante da zircônia faria diferença na resistência de união. O mecanismo de união entre metal e porcelana é bem entendido, porém pouco se sabe em relação à união ceramo/porcelana. Foram criados 6 grupos, com n=9. Os grupos ficaram assim constituídos: Grupo 1 (controle)-níquel cromo + d.SIGN® (Ivoclar); Grupo 2 IPS

e.maxPress® dissilicato de lítio injetado + IPS e.max Ceram® (Ivoclar) porcelana fluorapatita(sílica)-condensação; Grupo 3 IPS e.maxZirCad® (CAD/CAM)+ IPS e.maxZirPress®- com liner, injetada; Grupo 4 IPS e.maxZirCad® (CAD/CAM) + IPS e.max Ceram® (Ivoclar)-condensação,com liner; Grupo 5 Lava Frame® (3M ESPE) (CAD/CAM) + Lava Ceram® (3M ESPE),condensação; Grupo 6 Lava Frame® (3M ESPE) + IPS e.max Ceram® (Ivoclar)-condensação, *liner*. O teste de resistência ao cisalhamento foi realizado nas amostras em uma máquina de ensaio universal, com velocidade de 0.50 mm/min. Os resultados foram analisados através do teste de variância ANOVA para verificar se existiria diferenças significantes entre os grupos ($p<0,05$). Também foi utilizado o teste de comparação múltipla Student Newman-Keuls. Como Resultados o grupo 1 mostrou: 13.45 MPa, o grupo 2: 24.20 MPa, o grupo 3: 12.70 MPa, o grupo 4: 7.86 MPa, o grupo 5: 10.20 Mpa e o grupo 6: 4.62 Mpa. A resistência de união do grupo 1 (controle) foi similar aos grupos 3 e 5. O grupo 2, no qual núcleo e cerâmica de cobertura são de composição química similar, com a sílica como componente principal, acharam os melhores resultados de adesão entre duas porcelanas. Os núcleos de zircônia com porcelanas de cobertura mostraram fraca união, inferior à união metalo/cerâmica. A técnica de aplicação da porcelana de cobertura sobre a zircônia de melhores resultados foi a injetada (menor incorporação de porosidades, que é onde as fendas se iniciam). Os menores resultados foi o grupo que usou porcelana de cobertura de diferentes fabricantes.

Zarone et al. em 2011 consideraram que a compatibilidade entre o coeficiente de expansão térmica da zircônia e a cerâmica de cobertura é um fator crítico sob o ponto de vista mecânico. É claro que a fratura da porcelana de cobertura é um fenômeno multifatorial e algumas possíveis causas podem ser destacadas: diferenças entre o CET entre zircônia e porcelana de cobertura, contração de queima da porcelana, áreas de porosidades, falhas na cobertura, pobre molhamento da porcelana de cobertura sobre a zircônia, suporte inadequado da infra-estrutura, fadiga. Apesar da natureza da união entre porcelana e zircônia não ser ainda completamente entendida e os parâmetros de compatibilidade ainda não estarem bem definidos, o CET parece desempenhar um papel crucial. Cerâmicas têm sido desenvolvidas para zircônia de forma a reduzir problemas mecânicos, mas mais investigações ainda são necessárias. Hoje em dia, quase todos os sistemas baseados em zircônia oferecem porcelanas de cobertura especialmente

desenvolvidas para exibir CET compatível com a zircônia. Um princípio que vem sendo bastante utilizados pelos pesquisadores é a utilização de porcelanas de cobertura com um CET levemente abaixo do da zircônia, de forma a colocar a porcelana sob compressão e reduzir o risco de desenvolver fendas pelo aumento da resistência de união à infra-estrutura.

## 3 MATERIAL E MÉTODOS

Os materiais a serem testados estão descritos no Quadro 1.

| Material | Fabricante | Composição |
|---|---|---|
| LAVA® | 3M ESPE, AG, Germany | Zircônia (52-59%); Oxigênio (26-34%); Hafnium (3 a 5%); traços de alumina, sílica e sódio (0,8-1,63%); pigmentos de coloração para sombreamento da infra-estrutura: Ferro (0,2-1,6%, Magnésio (0,2-0,4%), traços de Érbio, Cério, e Praseodímio |
| Ceramill ZI | Amanngirrbach Pforzhelm Alemanha | Zircônia, $ZrO_2$ (95-99%), Itrium, $Y_2O_3$ (4,5 – 5,4%); Óxido de Háfnio, (< 5%); Óxido de Alumínio, $Al_2O_3$ (< 5%); Outros óxidos, (< 5%). |
| Vita VM9® | Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha | $SiO_2$ (60-64%); $Al_2O_3$ (13-15%); $K_2O_7$ (10%); $Na_2O$ (4-6%); $B_2O_3$ (3-5%) |
| IPS e-max Ceram® | Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein | $SiO_2$ (60-65%); $Al_2O_3$ (9-11%); $K_2O$ (7-8%); $Na_2O$ (7-8%); $ZnO_2$ (2-3%); $P_2O_5$ e F (2,5-7,5%). |

**Quadro 1** - Fabricante e composição dos materiais a serem testados.
**Fonte:** Sites dos fabricantes.

## 3.1 Preparação dos corpos de prova

Obteve-se, a partir de uma matriz de aço inoxidável idealizada por Shell e Nielsen em 1963 e modificada por Chiodi Neto em 1981, um cilindro em resina acrílica (Duralay-Reliance Dental Mfg Co Worth, IL, USA), que serviu de matriz para escaneamento e torneamento dos sistemas cerâmicos utilizados e para aplicação da porcelana de cobertura e o teste de resistência ao cisalhamento. A matriz de aço inoxidável constitui-se de duas partes. A primeira parte é uma base cilíndrica cuja altura total é de 14,0mm e com dois estágios de diâmetros externos. O primeiro estágio possui um diâmetro externo de 30,5mm por 5,0mm de altura. Esta base possui ainda uma perfuração central ao longo do seu eixo vertical de 6,0mm de diâmetro por 14,0mm de altura. A segunda parte da matriz tem uma forma de semicircunferência (raio de 15,5mm) que permite um perfeito encaixe sobre a base inferior. Além disso, esta segunda parte que compõe a matriz possui um entalhe localizado no meio de sua superfície plana. Este entalhe, também em forma de uma semicircunferência com um raio de 4,5mm. Desta forma, quando a matriz é montada, este entalhe fica concêntrico à perfuração existente na parte central da base inferior. Isto permite a padronização da espessura da porcelana de cobertura quando da sua aplicação.

## 3.2 Preparação da infra-estrutura em Ceramill ZI®

Dez infra-estruturas cilíndricas, com altura média de 14,0mm e diâmetro médio 6,00mm, foram cortadas e preparadas pela técnica de fresagem em blocos de Ceramill ZI® de acordo com uma réplica confeccionada de resina acrílica auto-polimerizável. A máquina de fresagem foi regulada de acordo com o lote dos blocos de zircônia pré-sinterizados fornecidos pelo fabricante - os blocos apresentam um fator de 0 a 8 - permitindo a confecção dos corpos de prova em um tamanho maior, para compensar a contração de 20 a 25% durante o processo de sinterização final. Os corpos de prova de Ceramill ZI® foram pré acabados antes da sinterização com

broca de tungstênio multi-laminada (Gebr. Brasseler®, Alemanha) em baixa rotação e borracha Exacerapol® (KG Sorensen, Brasil) e sinterizados em um forno de alta temperatura Ceramill Therm®. O ciclo tem duração de 8 horas incluindo a fase de aquecimento e resfriamento, sendo, este processo, especialmente adaptado ao coeficiente de expansão térmica da zircônia. Após a sinterização não foi realizado nenhum desgaste por se tratar de um corpo cilíndrico.

### 3.3 Preparação da infra-estrutura em Lava®

O cilindro de resina acrílica previamente preparado foi escaneado utilizando-se o equipamento LAVA Scan ST®. Pelo escaneamento foi possível tornear dez infra-estruturas cilíndricas, com altura média de 14,0mm e diâmetro médio de 6,00mm, preparadas pela técnica de fresagem em blocos de LAVA®. Utilizou-se para a fresagem a Fresadora LAVA CNC 500®. A máquina de fresagem foi regulada de acordo com o código de barras da parte inferior de cada bloco de zircônia pré-sinterizados fornecidos pelo fabricante permitindo a confecção dos corpos de prova em um tamanho maior, para compensar a contração de 20 a 25% durante o processo de sinterização final. O código de barras da parte superior do frame oferece ao sistema informação do tipo do material e o tamanho do bloco. Obtidos os cilindros, eles foram sinterizados na Sinterizadora Vita Zircomat T®, que segue o seguinte ciclo: 40℃ durante 146 minutos; 1.500℃, 120 minutos; resfriamento a 300℃ no período de 4 a 5 horas. Todo o ciclo perfa z um total de 8 a 9 horas.

### 3.4 Aplicação das porcelanas de cobertura

O cilindro cerâmico foi posicionado na parte inferior da matriz de aço inoxidável, ficando com aproximadamente 4 mm de sua altura acima da mesma. A porcelana de cobertura foi então aplicada sobre uma faixa do cilindro cerâmico compreendida entre 1 mm abaixo da superfície de sua extremidade até o nível do

plano superior da matriz, perfazendo assim, uma faixa de 3 mm de largura. No sentido horizontal esta faixa de aplicação estendeu até a metade da circunferência do cilindro com um comprimento retificado de aproximadamente 9 mm. Desta forma a área de contato entre a porcelana de cobertura e o cilindro cerâmico é de aproximadamente 27 mm². As porcelanas de cobertura aplicadas foram a Emax Ceram® e a Vita VM9®. As aplicações foram pelo método da condensação e seguiram as orientações dos seus fabricantes. Os fornos de sinterização utilizados foram os recomendados pelos fabricantes das porcelanas (P300® Ivoclar Vivadente e Vacumat 40T® Vita). Realizou-se a aplicação da porcelana de cobertura em duas queimas com temperaturas de sinterização de 750$^{o}$C para a porcelana Emax Ceram® e 910$^{o}$C para a porcelana Vita VM9®. Após a aplicação da porcelana, pequenos ajustes foram realizados com pontas de diamante em baixa rotação.

### 3.5 Ensaio de cisalhamento para avaliar a resistência de união cerâmica/porcelana

Os corpos de prova (cerâmica/porcelana) foram colocados na matriz de aço inoxidável em sua perfuração central, de forma que a parte correspondente á porcelana de cobertura ficou apoiada no metal e a infra-estrutura de zircônia se encaixou no orifício permitindo o deslocamento no sentido vertical. O conjunto foi levado à máquina de ensaio para submissão ao teste de resistência ao cisalhamento. A máquina de ensaio universal (EMIC, Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais- PR) com célula de carga de 500 kg, foi programada para força uniaxial aplicada no topo do cilindro cerâmico, no centro do seu diâmetro superior com velocidade de carregamento constante de 0,5mm/min até a fratura do corpo de prova. Os dados de força de ruptura em N foram anotados e organizados em tabelas e submetidos à análise estatística. Constatou-se a normalidade da amostra pelo teste Kolmogorov-Smirnov e em seguida os dados foram submetidos a ANOVA a dois critérios, post-hoc de Bonferroni ($p>0,05$). O software utilizado foi o Graph Pad Prism (Software Graph Pad San Diego Ca, USA).

# 4 RESULTADOS

**Tabela 1** - Valores individuais de forças (N) de cisalhamento para as cerâmicas e respectivas porcelanas de cobertura.

| Corpo de Prova | Lava Frame® | | Ceramill ZI® | |
|---|---|---|---|---|
| | Vita VM9® Grupo 1 | e-Max Ceram® Grupo 2 | Vita VM9® Grupo 3 | e-Max Ceram® Grupo 4 |
| 01, 06/11,16 | 756,74 | 758,99 | 795,68 | 798,56 |
| 02, 07/12,17 | 894,21 | 795,68 | 770,50 | 773,38 |
| 03, 08/13,18 | 730,94 | 702,15 | 738,12 | 748,20 |
| 04, 09/14,19 | 784,50 | 694,96 | 685,97 | 792,08 |
| 05, 10/15, 20 | 796,25 | 758,0 | 795,68 | 612,94 |
| Média | 792,52a | 741,95a | 757,19a | 745,03a |
| Média Geral | 767,23 | | 752,11 | |

**Fonte:** Dados da pesquisa

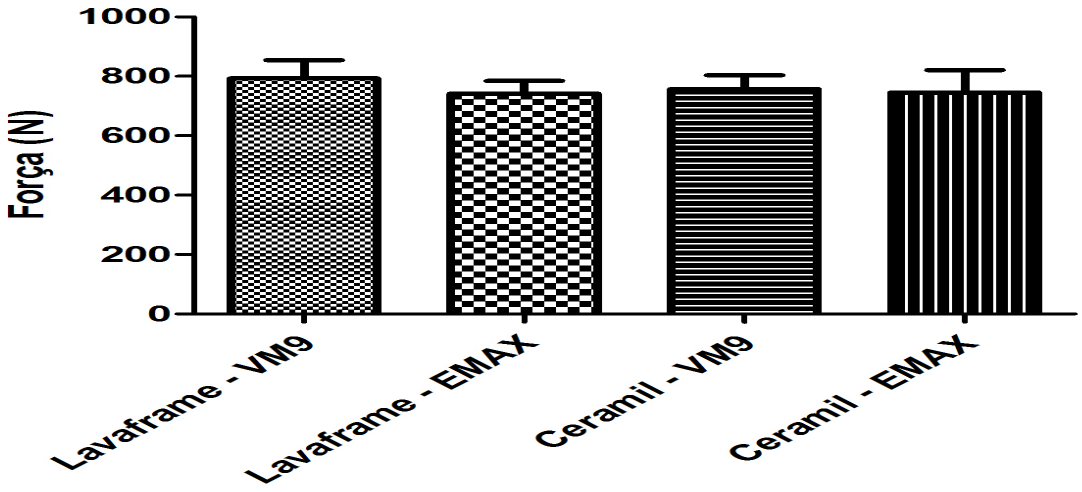


**Gráfico 1** – Gráfico representativo das médias em N e desvio padrão dos grupos experimentais.
**Fonte:** Dados da pesquisa

## 5 DISCUSSÃO

Este estudo avaliou a força de união das zircônias (Ceramill ZI® e LAVA Frame®) com dois tipos de porcelanas de cobertura (VM9® e e-Max Ceram®) e apresentou resultados que não mostraram diferença estatisticamente significante ($p<0,05$) entre as médias. A cerâmica de infra-estrutura LAVA frame® registrou, em média, maior valor de força (767,23N) independente do tipo de cerâmica de cobertura. Para a cerâmica Ceramill ZI® a força foi de (752,11N). Apesar destes valores não serem estatisticamente diferentes observa-se um valor nominal ligeiramente maior para a infra-estrutura LAVA Frame. Esta pequena diferença pode estar relacionada com a diferença na composição das duas cerâmicas de infra-estrutura, principalmente quanto a quantidade de óxido de zircônia (Lava Frame® 52-55% e Ceramill ZI 95-99%). Fazendo uma ilação teórica poderia-se argumentar que a maior quantidade de zircônia (fase cristalina) prejudicaria o processo de união com a porcelana de cobertura que é predominantemente de fase vítrea. Acredita-se que a composição é equilibrada, com outros elementos pelos fabricantes, para minimizar esta diferença. Tal fato é comprovado com os nossos resultados com a pequena diferença nos valores de força de união para as duas infra-estruturas testadas. Dias et al. Em 2005 apresentaram também argumentação semelhante onde coloca compatibilidade da fase vítrea no conjunto infra-estrutura/porcelana de cobertura como fator importante no processo de união.

A introdução da cerâmica de zircônia na odontologia como infra-estrutura, devido a sua característica de dureza e biocompatibilidade, não resolveu o problema da fragilidade da porcelana de cobertura, não causando impacto na resistência do conjunto. Fischer et al. Em 2008 e Della Bona em 2009 mostraram que a associação entre infra estrutura cerâmica e porcelana de cobertura podem apresentar falhas na união principalmente devido a união química inadequada (fase cristalina e vítrea), ao pouco embricamento mecânico, ao tipo e quantidade de defeitos na interface e pela baixa energia de superfície (molhamento), pela inadequada resistência compressiva e pela alta diferença no módulo de elasticidade dos dois materiais.

Os resultados deste trabalho foram obtidos por um teste de cisalhamento e a cerâmica de cobertura foi aplicada por um processo de condensação e

estratificação. A literatura consultada mostra, de maneira geral, ligeira preferência pelo método prensado de aplicação da porcelana de cobertura. Argumenta-se que a interface apresenta maior embricamento e menor número de defeitos na superfície. A prensagem da porcelana de cobertura pode ser mais vantajosa do ponto de vista da resistência de união e até do resultado estético. Optou-se neste trabalho pelo método de aplicação por condensação levando-se em consideração que o método de prensagem é restrito a poucos laboratórios especializados. Além disso, o molhamento da infra-estrutura pela cerâmica de cobertura é favorecido, propiciando uma melhor interação química na interface. Aboushelib et al., 2008b e Castro em 2008 avaliaram os métodos de aplicação da porcelana de cobertura e não mostraram diferenças estatisticamente significantes. Encontra-se na literatura metodologias de cisalhamento e micro tração que quantificam a união entre os sistemas cerâmicos. Os resultados são diferentes pelas próprias características de cada teste. Optou-se neste trabalho pelo teste de cisalhamento pelo fato deste tipo de tensão ser mais presente na função mastigatória. Dundar et al. em 2007 avaliaram os resultados obtidos por testes de cisalhamento e por micro tração. Observaram que são diferentes estatisticamente e que a tensão de tração não existe isoladamente, sendo a tensão de cisalhamento a mais presente na complexa geração de tensões na função mastigatória. O resultado obtido por um ou outro teste fornece somente valores numéricos de maior ou menor resistência para determinada condição experimental e a extrapolação destes resultados para a situação clínica não é totalmente segura. Quando compara-se os resultados da união de restaurações ceramo/porcelanas com restaurações metalo/porcelanas pode-se dizer, sem medo de errar, que são semelhantes. Guess et al. Em 2008, mostraram união metalo/porcelana por volta de 26 Mpa. Este valor está dentro dos valores mínimos da ISO-9693/1999, que especifica as restaurações metalo/cerâmicas. Não encontra-se na literatura consultada valores mínimos de força de união para suportar as tensões geradas durante a mastigação de restaurações ceramo/porcelana. A correlação de fatores que determinam esta união para restaurações ceramo/porcelana são muito complexas. Numa análise geral da literatura consultada observou-se valores de união que variam entre 10 e 36 Mpa para o sistema zircônia YTZP/porcelana. A nosso ver, semelhante á resistência de união de 61estaurações metalo/cerâmicas. As médias de força de união da cerâmica Lava Frame® (767,23N) e da cerâmica Ceramill ZI (752,11N) apresentada neste

trabalho podem ser divididas pela área da superfície de contato (± 27mm$^2$) entre a cerâmica de infra-estrutura e a porcelana de cobertura nos corpos de prova, como mostra Al-Dohan et al. em 2004, onde encontraram 28,4 Mpa e 27,9 Mpa respectivamente. Estes valores estão de acordo com os valores encontrados na literatura independente do método e do material. Saito et al. Em 2010 mostraram que restaurações ceramo/porcelanas e metalo/porcelanas apresentam resistências de união semelhantes.

Segundo informações pessoais dos representantes comerciais dos fabricantes das cerâmicas de infra-estruturas utilizados neste trabalho, não haveria a importação das porcelanas de cobertura próprias deste sistema. As combinações de infra-estrutura e cerâmica de cobertura utilizada neste trabalho não apresentaram discrepâncias significativas respaldando a decisão dos fabricantes pela não importação do sistema completo. Este ponto de vista contradiz o que mostraram López–Mollá et al. em 2011. As resistências de união encontradas por eles mostraram semelhança entre as restaurações metalo/porcelanas e as ceramo/porcelanas e que os menores valores de resistência de união foram para porcelanas de cobertura de fabricantes diferentes. Outro dado importante, mostrado por estes autores é a resistência ao cisalhamento de 10,20 Mpa do sistema LAVA Frame® em associação com a porcelana de cobertura LAVA Ceram®. Os resultados deste estudo mostraram valores superiores com porcelanas de fabricantes diferentes.

## 6 CONCLUSÃO

Diante do exposto neste trabalho, parece lícito concluir que:

a) O tipo de cerâmica de zircônia e o tipo de cerâmica de cobertura não influenciaram estatisticamente a resistência de união da interface.

# REFERÊNCIAS

ABOUSHELIB, M.N.; KLEVERLANN, C.J.; FEILZER, A.J.N. Microtensile bond strenght of different components of core veneered all-ceramic restorations. **Dental Materials**, v.21, p.984-991, 2005.

ABOUSHELIB, M.N.; KLEVERLANN, C.J.; FEILZER, A.J. Microtensile bond strenght of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. **Dental Materials**, v.22, p.857-863, 2006.

ABOUSHELIB, M.N.; KLEVERLANN, C.J.; FEILZER, A.J. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. **Journal of Prosthodontics**, v.17, p. 401-408, Mar. 2008a.

ABOUSHELIB, M.N.; KLEVERLANN, C.J.; FEILZER, A.J.N. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double Veneer Technique. **Journal of Prosthodontics**, v.17, p. 9-13, 2008b.

Al-DOHAN, H.M et al. Shear strenght of core-veneer interface in bi-layered ceramics. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.91, p.349-55, 2004.

BENETTI, P.; DELLA BONA, A.; KELLY, J.R. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. **Dental Materials** (2010), doi: 10.1016/j.dental. 2010.03.019

BEUER, F. et al. High-strength CAD/CAM- fabricated veneering material sintered to zirconia copings-a new fabrication mode for all-ceramic restorations. **Dental Materials**, v.25, p.121-128, 2009.

CASTRO, A.S. **Avaliação da resistência de união entre um sistema cerâmico de zircônia e dois sistemas de porcelana de cobertura.** 2008. 66 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte.

CAVALCANTI, A.A.N. **Características da União à Cerâmica de Zircônia Tetragonal Policristalina Contendo Ítrio.** UNICAMP, 2008, Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, São Paulo. Disponível em: HTTP: libdigi. unicamp.br/ Acesso em 03 jun.2010.

CAVALCANTI, A.N. et al. Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. **Oper Dent**, v.34, n.3, p. 344-351, 2009.

CHIODI NETTO, J. **Avaliação da resistência de união da porcelana aplicada sobre liga de Ni-Cr e sobre solda.** Bauru, 1981. 91 p. Tese (Livre-Docência) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

DE JAGER, N.; DE KLER, M.; ZEL, J. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. **Dental Materials**, v.22, p.234-242, 2006.

DE KLER, M. et al. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. **Journal of Oral Rehabililitation**, v.34, p.841-847, 2007.

DELLA BONA, A. **Adesão às Cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico.** São Paulo: Artes Médicas, p. 254, 2009.

DENRY, I.; KELLY, J.R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dental Materials**, v.24, p. 299-307, 2008.

DIAS, A.H.M. et al. Avaliação mecânica e microestrutural da interface ceramo-cerâmica. **Cienc Odontol Bras**, v.2, n.8, p. 31-38, abr/jun.2005.

DUNDAR, M. et al. Comparison of two bond strenght testing methodologies for bilayered all-ceramics. **Dental Materials**, v.23, p.630-636, 2007.

FISCHER, J.; GROHMANN, P.; STAWARCZYK, B. Effect of zircônia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. **Dental Materials Journal,** v.27, p. 448-454, May. 2008.

FISHER, J. et al. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. **Dental Materials**, v.25, p. 419-423, 2009.

GUAZZATO, M. et al. Strenght,reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. **Biomaterials**, v.25, p.5045-5052, 2004a.

GUAZZATO, M. et al. Strenght,fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dental Material**, v.20, p. 449-456, 2004b.

GUESS, P.C. et al. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. **Dental Materials**, v.24, p.1556-1567, 2008.

ISO 9693. Metal Ceramic Bond characterization (Schwickerath crack initiation test). Geneva, Switzerland**: International Organization for Standardization**; 1999.

KELLY, J.R.; DENRY, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. **Dental Materials**, v.24, p.289-298, 2008.

LÓPEZ-MOLLÁ, M. et al. Bond strength evaluation of the veneering-core ceramics bonds. **Medicina Oral, Patología Oral y Cirurgía Bucal**, v.15, p.919-923, 2010.

OILO, M.; GJERDET, N.R.; TVINNEREIM, H. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. **Dental Materials**, v.24, n.4, p. 471-475, Abr. 2008.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zircônia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials**, v.20, p.1-25, 1999.

PITTAYACHAWAN, P. et al. The Biaxial flexural strenght and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. **Dental Materials**, v.23, p.1018-1029, 2007.

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS. Pró- Reitoria de Graduação. Sistema de Bibliotecas. **Padrão PUC Minas de Normalização: normas da ABNT para apresentação de projetos de pesquisa.** Belo Horizonte, 2008. Disponível em: HTTP://www.pucminas.br/biblioteca. Acesso em: 18 mar. 2010.

RAIGRODSKI, A.J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.92, p.557-562, 2004.

SAITO, A. et al. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.104, p. 247-257, 2010.

SHELL, J. S. & NIELSEN, J. P. – Study of de bond between gold alloys and porcelain. J.F.Jelenko Co., 10801, New Rochele, N. Y., 1963).

SHIRAKURA, A. et al. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.101, p. 119-127, 2009.

SILVA, M.B.F. **Balanço Mineral Brasileiro.** 2001, p.1-19. Disponível em HTTP://www.dnpm.gov.br. Acesso em 01 de jun. 2010.

STUDART, A.R. et al. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. **Dental Materials**, v.23, p.115-123, 2007a.

STUDART, A.R. et al. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. **Dental Materials**, v.23, p.177-185, 2007b.

SUNDH, A., MOLIN, M.; SJOGREN, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. **Dental Materials**, v.21, p.476-482, 2005.

TASKONAK, B. et al. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. **Dental Materials**, v.24, p.1149-1155, 2008.

THOLEY, M.J. et al. $XRD^2$ micro-difraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. **Dental Materials**, v.26, p.545-552, 2010.

3M do Brasil - Laboratórios LAVA. Disponível em HTTP://www.3mespe.com.br.

WHITE, S.N. et al. Flexural strength of layered zirconia and porcelain dental allceramic system. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.94, n.2, p.125-31, Aug. 2005.

ZARONE, F.; RUSSO, S.; SORRENTINO, R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. **Dental Materials**, v.27, p.83-96, 2011.

# ANEXO

Parameter
Table Analyzed Data 1

Two-way ANOVA

| Source of Variation | % of total variation | P value |
|---|---|---|
| Interaction | 2.94 | 0.4730 |
| Porcelana de cobertura | 7.85 | 0.2475 |
| Ceramica de nucleo | 2.08 | 0.5457 |

| Source of Variation | P value summary | Significant? |
|---|---|---|
| Interaction | ns | No |
| Porcelana de cobertura | ns | No |
| Ceramica de nucleo | ns | No |

| Source of Variation | Df | Sum-of-squares | Mean square | F |
|---|---|---|---|---|
| Interaction | 1 | 1845 | 1845 | 0.5402 |
| Porcelana de cobertura | 1 | 4919 | 4919 | 1.440 |
| Ceramica de nucleo | 1 | 1301 | 1301 | 0.3810 |
| Residual | 16 | 54640 | 3415 | |
| Number of missing values | 0 | | | |

Bonferroni posttests

VM9 vs EMAX

| Ceramica de nucleo | VM9 | EMAX | Difference | 95% CI of diff. |
|---|---|---|---|---|
| Lava Frame | 792.5 | 742.0 | -50.57 | -142.0 to 40.82 |
| Ceramill ZI | 757.2 | 745.0 | -12.16 | -103.5 to 79.23 |

| Ceramica de nucleo | Difference | t | P value summary | |
|---|---|---|---|---|
| Lava Frame | -50.57 | 1.368 | P > 0.05 | ns |
| Ceramill ZI | -12.16 | 0.3290 | P > 0.05 | ns |