

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM MATERIAIS DENTÁRIOS

LISIANE MARTINS FRACASSO

**COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTRAÇÃO DE SISTEMAS
CERÂMICOS ODONTOLÓGICOS BILAMINARES**

PORTO ALEGRE
2014

LISIANE MARTINS FRACASSO

**COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTRAÇÃO DE SISTEMAS
CERÂMICOS ODONTOLÓGICOS BILAMINARES**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Materiais Dentários pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

Porto Alegre

2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

F797c Fracasso, Lisiane Martins

Comparação da resistência de união à microtração de sistemas cerâmicos odontológicos bilaminares / Lisiane Martins Fracasso. – Porto Alegre, 2014.

49 f. : il.

Diss. (Mestrado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota.

1. Odontologia. 2. Materiais Dentários. 3. Cerâmica Dentária.
4. Resistência dos Materiais (Odontologia). 5. Materiais Cerâmicos (Resistência dos Materiais). I. Mota, Eduardo Gonçalves. II. Título.

CDD 617.675

Ficha Catalográfica elaborada por

Vanessa Pinent

CRB 10/1297

LISIANE MARTINS FRACASSO

**COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTRAÇÃO DE SISTEMAS
CERÂMICOS ODONTOLÓGICOS BILAMINARES**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Materiais Dentários pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima

Profa. Dra. Catharina Simoni da Costa

Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota
Orientador

Dedico esta dissertação aos meus pais Eloi e Sonia, às minhas irmãs Anelise e Laís e ao meu namorado Renato por incentivarem, torcerem e festejarem comigo cada sonho realizado.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

*Ao meu orientador, Prof. Dr. Eduardo
Gonçalves Mota pela dedicação, paciência e
estímulo na arte de ensinar.*

*Obrigada pela oportunidade,
conhecimentos transmitidos e convívio.*

AGRADECIMENTOS

À minha colega e amiga, Lúgia Maria Nogarett por toda sua ajuda e companhia na vida acadêmica.

À Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, que oportunizou este curso para a minha formação acadêmica.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico pela bolsa de estudos indispensável para realização deste curso.

À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUC-RS, Prof. Ana Maria Spohr, meu muito obrigada.

Aos professores, Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima e Prof. Dra. Luciana Mayumi Hirakata pelos ensinamentos, paciência e conselhos nas atividades do programa

Aos Prof. Ari Tietzmann, Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett e Prof. Dra. Julieta Gomes Tavares pelo carinho e disponibilidade durante meu estágio.

Aos protéticos José Domansky, Silmara Maia e Maristela Kolling por toda colaboração na elaboração deste estudo.

Aos colegas Augusto Wingert, Claudia Berta Duarte, Édio Giacomelli, Elbio Costa Souza, Fernando Scalco, Juliana Doncatto Bettinelli, Leonardo De Cesero, Mariele Dina Mildner, Patrícia Scheid e Tamara Paludo pela troca de experiências ao longo desses dois anos.

Aos funcionários da Secretaria da Pós-Graduação por se mostrarem sempre solícitos.

“Você nunca sabe que resultados virão da sua ação. Mas se você não fizer nada, não existirão resultados.”

Mahatma Gandhi

“Não se pode descrever ou transmitir a outro a amplitude de uma experiência. Cada um deve vivê-la por si próprio.”

Jiddu Krishnamurti

RESUMO

A introdução das cerâmicas na odontologia ocorreu a partir do século XVIII através da utilização das mesmas em prótese total. Sistemas bilaminares compostos por metal e cerâmica surgiram a partir da década de 60 e o interesse por sistemas cerâmicos bilaminares compostos por uma cerâmica de infra-estrutura que proporciona resistência associada a uma cerâmica de cobertura que oferece estética torna-se evidente nas últimas décadas do século passado. Assim, diversos tipos de cerâmicas foram introduzidas no mercado odontológico. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à microtração de três sistemas de cerâmicas puras: E-max Press, In-Ceram Zircônia e Mark II com as respectivas cerâmicas de cobertura de cada sistema. As amostras foram confeccionadas através da utilização de um conformador de amostras de cerâmicas e incluídas no centro de um anel de policloreto de vinila (PVC). Três amostras de cada sistema foram cortadas em palitos de um milímetro quadrado em sua secção transversal. Cinco corpos-de-prova de cada amostra foram selecionados aleatoriamente para o teste de microtração ($n = 14$). Para o ensaio de microtração foi utilizada uma Máquina de Ensaio Universal com velocidade de 0,5mm/min. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente através do software G* Power 3.1.7. A distribuição de normalidade foi verificada com o teste Shapiro-Wilk (E-max Press, $p = 0,96$; In-Ceram Zircônia, $p = 0,25$; Mark II, $p = 0,56$). Não foi verificada homogeneidade entre as amostras através do teste de Levene ($p = 0,01$). Portanto, os dados foram submetidos ao teste de Análise de Variância seguido de teste de Comparações Múltiplas Games-Howell. Foi registrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,01$), sendo que E-max Press ($17,88^a \pm 5,92$ MPa) apresentou resistência a microtração superior aos demais grupos, seguido de Mark II ($12,98^b \pm 4,21$ MPa) e In-Ceram Zircônia ($9,44^c \pm 2,25$ MPa). Portanto, verifica-se uma diferença significativa entre a união das cerâmicas de infra-estrutura e cobertura nos diferentes sistemas, o que poderá influenciar na longevidade clínica destas restaurações.

Palavras-chave: Prótese dentária, cerâmica dentária, resistência mecânica.

ABSTRACT

The introduction of ceramics in dentistry occurred since the eighteenth century through the use in complete denture. Bilayered systems composed by metal and ceramic emerged from the 60s and the interest in ceramic systems composed by a ceramic infrastructure that provides resistance associated with an aesthetic cover ceramic becomes evident in the last decades of the past century. Thus, different types of ceramics were inserted in the dental commerce. The aim of this study was to evaluate the microtensile bond strength of three systems of all-ceramics: E- max Press, In-Ceram Zirconia and Mark II with its respectively veneering porcelain. Samples were prepared by using a conformer of ceramic samples and included in the center of a ring of polyvinyl chloride (PVC). Three samples of each system were cut into microbars of a square millimeter in cross section. Five specimens of each sample were randomly selected for the microtensile bond strength test ($n = 14$). An Universal Testing Machine with 0,5mm/min was used for the microtensile bond strength test. Data were statistically analyzed using the G * Power 3.1.7 software. The distribution of normality was analyzed using the Shapiro-Wilk test (E- max Press, $p = 0,96$; In-Ceram Zirconia, $p = 0,25$, Mark II, $p = 0,56$). There were no homogeneity between samples when was used Levene test ($p = 0,01$). For this reason, the data were submitted to analysis of variance test followed by multiple comparison Games-Howell test. There was statistically significant difference between groups ($p = 0,01$), and E-max Press ($17,88^a \pm 5,92$ MPa) showed higher resistance to the other groups, followed by Mark II ($12,98^b \pm 4,21$ MPa) and In-Ceram Zirconia ($9,44^c \pm 2,25$ MPa). Therefore, there is a significant difference between the union of infrastructure and coverage in the different systems, which may influence longevity of these restorations.

Keywords: Dental prosthesis, dental ceramic, mechanical resistance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Organograma de distribuição dos grupos	26
Figura 2 – Conformador de amostra de cerâmica	26
Figura 3 – A. Amostra de cerâmica de infra-estrutura e cerâmica de cobertura; B. Desenho esquemático da infra-estrutura e cerâmica de cobertura.....	27
Figura 4 – Máquina de corte	28
Figura 5 – Desenho esquemático da configuração final dos corpos-de-prova.....	28
Figura 6 – Imagem em microscopia óptica de falha coesiva na cerâmica de cobertura do sistema E-max Press (x150).....	34
Figura 7 – Imagem em microscopia óptica de falha adesiva do sistema In-Ceram Zircônia (x150).....	35
Figura 8 – Imagem em microscopia óptica de falha mista do sistema Mark II (x150).....	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Materiais utilizados no estudo.....	25
Tabela 2 – Distribuição de normalidade através do teste Shapiro-Wilk.	31
Tabela 3 – Teste de Análise de Variância (ANOVA)	32
Tabela 4 – Valores da média e desvio padrão obtidos no ensaio de microtração.....	32
Tabela 5 – Tipo de falha verificada através da microscopia óptica	33

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Valores da média e desvio padrão obtidos no ensaio de microtração.....	33
Gráfico 2 – Tipo de falha ocorrida nos sistemas cerâmicos E-max Press, In-Ceram Zicônia e Mark II avaliadas através de microscopia óptica.....	34

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C Grau Celsius

% Porcentagem

= Igual a

± Mais ou menos

XVIII Dezoito

XX Vinte

μTBS Resistência de união a microtração

ANOVA Análise de Variância

CAD/CAM Computer Aided Desing (Projeto Assistido por Computador) /
Computer Aided Manufacturing (Fabricação Assistida por Computador)

CET Coeficiente de expansão térmica

EUA Estados Unidos da América

F Força

gl Grau de liberdade

mm Milímetros

mm/min Milímetros por minuto

mm² Milímetros quadrado

MPa Mega Pascal

n Número de amostras

N Newton

pH Potencial hidrogeniônico

PVC Policloreto de vinila

p Nível de significância

rpm Rotações por minuto

SiO₂-Al₂O₃-K₂O Cristais de leucita – óxido de potássio, alumina e sílica

vol% porcentagem de volume

x Número de aumento

Y-TZP Zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por
ítrio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 OBJETIVOS.....	17
2.1 Objetivo geral	17
2.2 Objetivos específicos.....	17
3 REVISÃO DE LITERATURA	18
3.1 Cerâmicas odontológicas	18
3.2 Quanto ao número de fases	19
3.2.1 Cerâmicas monolíticas	19
3.2.2 Cerâmicas bilaminares	19
3.3 Quanto à técnica de processamento	20
3.3.1 Sistema Pó e Líquido	20
3.3.2 Cerâmicas prensadas.....	21
3.3.3 Cerâmicas para CAD/CAM.....	21
3.4 Avaliação do comportamento mecânico das cerâmicas odontológicas...	21
3.5 União entre Metal-Cerâmica e Cerâmica-Cerâmica	22
3.6 Teste de Microtração para Sistemas Cerâmico.....	24
4 MATERIAIS E MÉTODOS	25
4.1 Materiais.....	25
4.2 Métodos.....	26
4.2.1 Confecção dos corpos-de-prova para microtração.....	26
4.2.2 Microtração.....	29
4.3 Análise morfológica em microscopia óptica.....	29
4.4 Análise estatística	29
5 RESULTADOS.....	31
6 DISCUSSÃO	36
7 CONCLUSÃO	40
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	41
ANEXOS	47
Carta de aprovação do comitê de Ética da Faculdade de Odontologia da PUC-RS.....	47

1 INTRODUÇÃO

O termo “cerâmica” é derivado da palavra grega “keramos” que significa “material queimado” ou “argila” devido a este ser o material básico para sua composição¹.

A introdução na odontologia ocorreu no século XVIII com o objetivo de promover menor porosidade e resultados estéticos mais satisfatórios para dentes de próteses totais. Características como aparência natural, propriedades químicas duradouras e biocompatibilidade²⁻³ tornaram o material atraente para diversas aplicações nesta especialidade. Porém, devido as suas baixas propriedades mecânicas, a cerâmica passou a ser empregada sobre platina, ouro e, posteriormente, sobre metais não nobres, obtendo-se então resistência proporcionada pela estrutura metálica⁴⁻⁵.

A partir de 1960, na Inglaterra, há o desenvolvimento de cerâmicas com cristais de leucita, o que determinou um aumento significativo da resistência. Além disso, novas tecnologias permitiram técnicas mais apuradas de união ao metal da infra-estrutura⁵⁻⁶.

Já no final do século XX, com o aumento da exigência estética por parte da população, o avanço tecnológico e a busca por materiais substitutos que fornecessem ainda mais similaridade à estrutura dentária perdida e maior resistência, novos materiais e tecnologias foram surgindo para resolução desses problemas.

As primeiras cerâmicas utilizadas para confecção de restaurações livres de metal foram as mesmas cerâmicas feldspáticas utilizadas para confecção de coroas metalo-cerâmicas, com a técnica do troquel refratário. Estas são constituídas por uma matriz cristalina de leucita disposta com átomos arranjados regularmente em uma rede de sílica. Por apresentarem como aspectos negativos friabilidade e falta de resistência, percebeu-se que novos materiais seriam necessários⁵.

Portanto, a fim de superar a fragilidade da cerâmica e ao mesmo tempo torná-la mais estética, materiais cerâmicos de cobertura que

garantem características ópticas mais apuradas começaram a ser utilizadas sobre cerâmicas de infra-estrutura⁶⁻⁷.

As cerâmicas Mark I e Mark II surgiram no mercado, respectivamente, nos anos de 1985 e 1991, e constituem-se de blocos de cerâmicas feldspáticas de estrutura fina para o sistema CAD/CAM¹.

Em 1983 surgiu o sistema Empress (Ivoclar Vivadent) que consiste em uma matriz vítrea prensada circundando cristais dispersos de leucita. A incorporação de uma segunda fase cristalina objetivou a obtenção de maior resistência à estrutura final de cerâmica⁶.

Cristais de leucita são formados através de um processo de cristalização superficial controlado no componente vítreo ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$)⁸ e determinam melhores propriedades mecânicas além de um auxílio na inibição de propagação de trincas no material. Outras empresas comerciais também lançaram cerâmicas similares no mercado como a Finesse (Dentsply), Authentic (Jensen), PM9 (Vita) e OPC (Pentron)¹.

Apesar de apresentarem nomes parecidos, em 1998 foi lançado o sistema Empress II (Ivoclar Vivadent) que emprega uma cerâmica bastante diferente da usada no sistema Empress. Esta é reforçada por cristais de dissilicato de lítio que conferem uma resistência três vezes maior do que a do Empress, além de grande translucência^{1,9}. A matriz vítrea consiste em um silicato de lítio com sub-micron-cristais de ortofosfato de lítio que determinam uma matriz altamente compacta. Além disso, o conteúdo cristalino foi bastante elevado, atingindo 70% em volume do conteúdo de cerâmica¹⁰.

Em 1988, o sistema In-Ceram foi criado por Sadoun através de uma cerâmica aluminizada infiltrada de vidro com alto teor de alumina. Sua composição é semelhante a da cerâmica feldspática, porém a diferença marcante é a incorporação, em volume, de 70-88% de cristais de alumina à fase vítrea⁷. O In-Ceram Alumina apresenta alta resistência e, portanto, indicado pelo fabricante para coroas unitárias anteriores e posteriores¹. Posteriormente, a mesma empresa lançou um material denominado In-Ceram Zircônia que é composto pela adição de 33-35 vol% de óxido de zircônio parcialmente estabilizado^{11,12}. O óxido de

zircônio apresenta boa estabilidade química e dimensional, alta resistência mecânica, tenacidade e módulo de Young similar ao do aço inoxidável¹³. Devido a melhora nas propriedades mecânicas, está indicado para próteses fixas de três elementos, porém devido a baixa translucidez, utiliza-se principalmente em casos posteriores. Já no In-Ceram Spinell ocorreu a incorporação de magnésio com o intuito de tornar o material extremamente translúcido, especialmente indicado para casos unitários de dentes anteriores¹⁴⁻¹⁵.

O sistema Procera AllCeram criado pela Nobel Biocare é o primeiro composto monofásico sólido cristalino com alto conteúdo de partículas de óxido de alumínio puro (99,9%) densamente sinterizado. A condensação das moléculas de óxido de alumínio contida nos *coppings* resulta numa estrutura policristalina sem fase vítrea, com superfície livre de poros e de extrema resistência¹⁶⁻¹⁷.

Mais recentemente, sistemas prensados e sinterizados de Y-TZP (zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por ítrio) foram introduzidos para uso em CAD/CAM. Apresentam particularidades como a transformação de fase tetragonal para monocíclica em temperatura ambiente com o intuito de fornecer maior resistência mecânica e biológica devido às particularidades do ambiente bucal que podem levar a alterações na sua composição química¹².

Assim, verificando-se que há diferentes composições nos sistemas cerâmicos de infra-estrutura, o objetivo deste estudo é avaliar e comparar a resistência à microtração dos mesmos em relação à cerâmica de cobertura.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar e comparar o comportamento mecânico de sistemas cerâmicos odontológicos bilaminares.

2.2 Objetivos específicos

- a) Avaliar a resistência à microtração de sistemas cerâmicos odontológicos bilaminares;
- b) Comparar os sistemas cerâmicos E-max Press, In-Ceram Zircônia e Mark II;
- c) Avaliar em microscopia óptica as falhas ocorridas no ensaio de microtração.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Em geral, o sucesso clínico de uma reabilitação protética é definido pela capacidade do material em corresponder ao desempenho esperado em relação a sua longevidade. Já a sua falha é caracterizada como qualquer condição que determine a necessidade de sua substituição¹⁸.

Próteses metalo-cerâmicas ainda apresentam-se como o padrão ouro para próteses unitárias e parciais fixas. Apresentam extensa comprovação científica, alto índice de sucesso e suas falhas são associadas, principalmente, a fraturas radiculares devido a presença de núcleo metálico e recessão gengival que determina um defeito estético¹⁹. Outros aspectos negativos associados ao metal presente nessas estruturas é a possibilidade de causar alergia, o custo excessivamente alto das ligas nobres, a dificuldade estética que pode determinar uma aparência opaca ou margens metálicas visíveis e a possibilidade de descoloração da cerâmica por oxidação metálica²⁰.

Assim, a constante busca por materiais que proporcionem estética acurada fez com que vários materiais cerâmicos fossem introduzidos no mercado odontológico com o intuito de proporcionar a substituição de maneira duradoura e com a melhor aparência possível da estrutura dental perdida^{21,22}.

3.1 Cerâmicas odontológicas

As cerâmicas odontológicas oferecem interessantes características como permitir a transmissão de luz, serem biocompatíveis, apresentarem resistência à placa bacteriana e agentes ácidos e proporcionar coloração, textura superficial e translucência similares a estrutura dental²³⁻²⁵. Além disso, apresentam satisfatória estabilidade de cor, alta resistência ao desgaste e resistência ao manchamento²⁶.

Porém, o sucesso desses sistemas depende de um diagnóstico apurado e adequada seleção do caso clínico. Conectores de 3-4mm são requisitados na maioria dos sistemas cerâmicos, e situações clínicas como distância interoclusal reduzida, coroas clínicas curtas, confecção de cantilever, pacientes com bruxismo severo ou presença de outra atividade parafuncional contra-indicam seu uso⁷.

3.2 Quanto ao número de fases

3.2.1 Cerâmicas monolíticas

Restaurações de tamanho reduzido como inlays, onlays, laminados cerâmicos e coroas unitárias podem ser fabricadas com apenas um componente cerâmico, geralmente cerâmicas feldspáticas²⁷. Mais recentemente, surgiram blocos monolíticos de zircônia que apresentam grande resistência sendo indicados para coroas unitárias ou reabilitações extensas⁸.

3.2.2 Cerâmicas bilaminares

O emprego de estruturas bilaminares em odontologia é bastante conhecido, e diversos materiais têm sido empregados nesta situação como metal - cerâmica, metal - resina acrílica, metal - resina composta e cerâmica - cerâmica²⁸. Nas últimas décadas, sistemas cerâmicos compostos por duas diferentes camadas tornaram-se populares entre cirurgiões-dentistas e pacientes¹³. Uma cerâmica resistente é utilizada como infra-estrutura com o intuito de fornecer grande resistência para suportar a cerâmica de cobertura. Esta outra apresenta estética superior, porém maior fragilidade mecânica²⁹.

A cerâmica de cobertura consiste numa fase cristalina e outra vítrea de fluorapatita, óxido de alumínio ou leucita. Já a cerâmica de

infra-estrutura é comumente composta por alumina, dissilicato de lítio incorporada a uma matriz vítrea ou óxido de zircônio¹³.

3.3 Quanto à técnica de processamento

3.3.1 Sistema Pó e Líquido

3.3.1.1 Convencional: São materiais tipicamente utilizados como cerâmica de cobertura sobre estruturas metálicas ou cerâmicas de infra-estrutura. Podem ser utilizados sem estrutura de reforço no caso de facetas anteriores. Normalmente são disponibilizados através de 2 frascos sendo um deles água di-ionizada ou outro líquido fornecido pelo fabricante e um pó cerâmico. São misturados e condensados (vibração) com o intuito de remoção de ar e excesso de água. Sofre processo de queima a vácuo até atingirem a densidade e estética final do material. Podem sofrer variações positivas e negativas dependendo da habilidade do operador, condições do ambiente e ciclos de queima. Normalmente podem ser vistas bolhas residuais mesmo com adequadas e cautelosas técnica e processamento^{1,30,31}.

3.3.1.2 Slip Casting: Utilizados para os sistemas In-Ceram e blocos de zircônia parcialmente estabilizados, este material é inicialmente sinterizado em densidade extremamente alta produzindo um coping com estrutura cristalina que posteriormente recebe a infiltração de vidro, conferindo características mecânicas superiores³². Sua aplicação limitada em odontologia deve-se provavelmente a complexa técnica que exige uma série de passos laboratoriais, tornando-se um desafio para a adequada precisão necessária. Assim, podem surgir defeitos internos que enfraquecem o material³³⁻³⁵.

3.3.2 Cerâmicas prensadas

Este método de fabricação é similar ao utilizado na técnica por injeção. Lingotes de cerâmica são aquecidos até sua temperatura de transição vítrea e então o material é injetado sob pressão em um molde pré-formado utilizando técnica semelhante a utilizada para estruturas metálicas - técnica da cera perdida. Materiais que utilizam esta técnica são Empress e Empress II. A técnica pode ser utilizada já determinando o contorno final da peça e está será apenas “maquiada” para obtenção da estética necessária ou realiza-se a conformação de uma cerâmica de infra-estrutura para posterior aplicação de cerâmica de cobertura sobre a mesma¹.

3.3.3 Cerâmicas para CAD/CAM

Diferentemente das técnicas anteriores que utilizavam técnicas de acréscimo de materiais para produzir elementos coronários, esta utiliza a redução seletiva de estrutura através do desgaste de blocos pré-fabricados¹. Há variações de blocos monolíticos ou cerâmicas de infra-estrutura permitindo que a restauração final seja confeccionada já com sua anatomia final e, mesmo assim, pode ser maquiada posteriormente ou também pode-se aplicar cerâmica de cobertura sobre a mesma. Apresenta inúmeras vantagens como o menor tempo clínico, possibilidade de realizar o preparo dentário e fabricar a restauração em uma única consulta, eliminação das etapas de confecção de provisório e moldagem, além da diminuição ou eliminação de suporte laboratorial³⁶.

3.4 Avaliação do comportamento mecânico das cerâmicas odontológicas

A resistência das restaurações cerâmicas é dependente do material usado, da união entre a cerâmica de infra-estrutura e de cobertura, da espessura dos materiais e da configuração da restauração⁷. Como são materiais friáveis, apresentam adequada

resistência à compressão, porém podem não resistir as tensões de tração provocadas durante a mastigação³.

Estudos clínicos randomizados são considerados a primeira escolha para avaliação da longevidade clínica de materiais e técnicas dentárias. Porém, o alto custo, o grande número de restaurações requeridas e a necessidade de acompanhamento clínico por longo período de tempo tornam a escolha por testes laboratoriais de simulação de fratura e previsão da durabilidade clínica dos materiais odontológicos atraente e de grande utilidade^{8,38}.

Os ensaios laboratoriais objetivam simular falhas clínicas com o objetivo de avaliar variáveis que podem influenciar no prognóstico das próteses fixas. Valores de resistência à fratura são considerados adequados para avaliar o comportamento do material^{39,40}. Assim, testes de tração tornam-se uma expressiva ferramenta na determinação do sucesso clínico de restaurações cerâmicas³⁷.

3.5 União entre Metal-Cerâmica e Cerâmica-Cerâmica

A união entre metal e cerâmica é obtida por uma nuvem de elétrons compartilhados que podem facilmente se movimentar quando há energia envolvida¹. Entende-se que esta união deve ser tão resistente quanto a força coesiva da cerâmica de cobertura para os casos de próteses metalo-cerâmicas²⁰.

Sabe-se que o excesso de estresse que pode surgir devido aos diferentes coeficientes de expansão térmica de ambos os materiais pode ser compensado pela deformação plástica ou elástica da estrutura metálica²¹.

Já as cerâmicas bilaminares apresentam uniões iônicas e covalentes que determinam a resistência à deformação plástica, porém forças mastigatórias podem gerar concentração de estresse em áreas com dimensões reduzidas, podendo levar a trincas²¹.

As trincas são as principais responsáveis pela determinação da resistência mecânica nas restaurações de cerâmica pura. Assim, há uma

grande importância em minimizá-las ou eliminá-las para uma adequada durabilidade das restaurações cerâmicas. Portanto, defeitos pré-existent e baixa tenacidade à fratura determinam o comportamento do material²¹.

Além disso, esta união entre as cerâmicas de infra-estrutura e de cobertura normalmente é proporcionada pela fusão de ambas a altas temperaturas, deste modo entende-se que é fundamental que o coeficiente de expansão térmica entre ambas seja bem acurado para não produzir estresse residual já que as estruturas cerâmicas não apresentam expressiva deformação plástica²¹.

Existem vários fatores que podem contribuir para esta concentração de estresse nas cerâmicas odontológicas como a espessura das camadas de cerâmica, composição química e propriedades mecânicas de cada cerâmica, módulo de elasticidade da cerâmica de infra-estrutura, direção, magnitude e frequência de forças aplicadas sobre os materiais, tamanho e localização das áreas de contato oclusal, estresse residual gerado pelo processamento, defeitos na interface restauração-cimento e efeitos do ambiente oral²⁰. Mesmo com uma técnica adequada e cuidadosa, a eliminação desse estresse residual é muito difícil de ser evitado^{6,11}.

Nas estruturas bilaminares, quando submetidas à tração, a propagação de trincas ocorre diretamente na interface quando a tenacidade da interface é maior do que a tenacidade da cerâmica de infra-estrutura, comportando-se como uma estrutura homogênea. Porém, quando a tensão de fratura é maior do que a tenacidade da interface, a trinca se propaga lateralmente entre os dois materiais, proporcionando delaminação. Delaminação refere-se à separação da cerâmica de infra-estrutura com a cerâmica de cobertura determinando falha adesiva entre os materiais⁴¹.

Além disso, o ambiente oral apresenta-se como um desafio para a manutenção da integridade de materiais odontológicos já que está submetido a constantes diferenças de pH, variações de temperatura e dieta, além de receber cargas mastigatórias que podem variar de 200 a 1000N⁴².

Para próteses metalo-cerâmicas há um consenso de que a força de união entre os dois materiais deve ser superior a 25 MPa, porém não há sugestões para uma adequada união em sistemas cerâmicos puros⁴³.

3.6 Teste de Microtração para Sistemas Cerâmicos

Para avaliação de próteses metalo-cerâmicas, os testes mais utilizados e adequados são testes de flexão, porém a natureza friável das cerâmicas limita a indicação destes testes para sistemas cerâmicos puros¹³.

Assim, diversos testes começaram a ser utilizados como testes de cisalhamento, teste de três ou quatro pontos para resistência flexural, resistência à flexão biaxial, entre outros. Cada um destes métodos apresenta vantagens e desvantagens e uma limitação comum à maioria desses testes é a dificuldade de determinar a força necessária para gerar a fratura na união entre as duas cerâmicas utilizadas. Além disso, como são corpos-de-prova de materiais friáveis, realizar a sua fixação para que a tensão gerada seja real, também é um grande desafio¹³.

A introdução do Teste de Microtração na odontologia foi proposto por *Sano et al*⁴⁴. Utiliza amostras de dimensões reduzidas na forma de ampulhetas ou palitos que requerem grande cuidado na etapa de preparação dos corpos-de-prova. As amostras são susceptíveis a delaminação e fraturam-se com facilidade, além de serem difíceis de serem obtidas devido sua geometria e dimensão. Apesar das dificuldades técnicas, apresenta como maior vantagem o fato de ser fidedigno para testes de adesão⁴⁵.

4 MATERIAIS E MÉTODOS:

4.1 Materiais

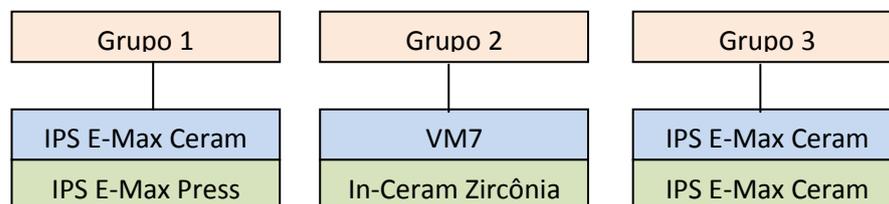
Tabela 1 – Descrição dos materiais utilizados no estudo.

Marca comercial	Indicação	Cor	Classificação por composição	CET*
IPS E-Max Ceram (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)	Cerâmica de cobertura	A2	Cerâmica vítrea de nano-fluorapatita	9,5
IPS E-Max Press (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)	Cerâmica de infra-estrutura	LT	Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio	10,55 ± 0,35
VM7 (VITA, Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha)	Cerâmica de cobertura	2M2	Cerâmica feldspática	7,2-7,9
In-Ceram Zircônia (VITA Zahnfabrik, Bad Säckinger, Alemanha)	Cerâmica de infra-estrutura	Z22	Cerâmica de óxido de alumínio reforçada com dióxido de zircônio	7,6 – 7,8
VM9 (VITA, Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha)	Cerâmica de cobertura	2M2	Cerâmica feldspática	8,8 – 9,2
Mark II (VITA, Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha)	Cerâmica de infra-estrutura	2M2	Cerâmica feldspática	9,4

*CET - Coeficiente de expansão térmica em 10^{-6} entre 25 e 500°C informada pelos respectivos fabricantes. As cores foram selecionadas de acordo com as seguintes tabelas de cores: Vita Classical Shade Guide¹, Escala de cores para pastilhas de IPS E-max Press², Escala Vita 3D Master³, Cor InCeram Zircônia⁴.

Os materiais utilizados foram distribuídos em grupos conforme o organograma abaixo:

Figura 1: Organograma de distribuição dos grupos:



4.2 Métodos

4.2.1. Confeção dos corpos-de-prova para microtração

Para cada grupo foram confeccionadas três amostras com cerâmica de infra-estrutura e sua respectiva cerâmica de cobertura recomendada pelo fabricante.

Para confeção das cerâmicas E-Max Press e In-Ceram Zircônia foi utilizado um conformador de amostras de cerâmica cilíndrico (SmileLine, Smile Line Sàrl, Saint-Imier, Suíça) com 10mm de diâmetro e 2,5mm de altura.

Figura 2: Conformador de amostra de cerâmica.



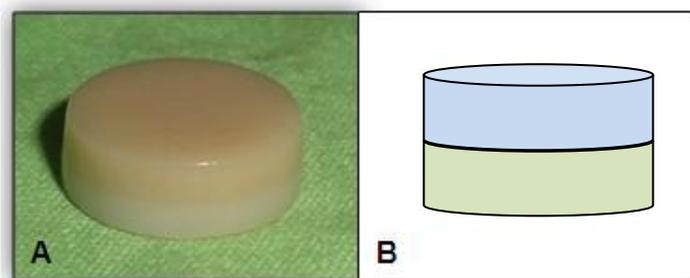
Fonte: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota, 2013.

Para a aplicação da cerâmica de cobertura, uma matriz de alumínio soldada, com a mesma configuração da utilizada para o material de infra-estrutura, foi acoplado sobre esta primeira, fornecendo padronização para a realização deste procedimento.

Para a cerâmica Mark II foi utilizado um bloco de 12mm² com 2,5mm de altura. Sobre esta estrutura foi acoplada uma matriz de alumínio soldada, com a mesma configuração da utilizada para o material de infra-estrutura, fornecendo padronização para a aplicação da cerâmica de cobertura.

Todos os procedimentos foram realizados seguindo-se as orientações dos fabricantes.

Figura 3: A. Amostra de cerâmica de infra-estrutura e cerâmica de cobertura de E-max Press. B. Desenho esquemático da cerâmica de infra-estrutura () e cerâmica de cobertura ().



Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

As amostras de cada grupo foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas e posteriormente embebidas em resina acrílica auto-polimerizável JET (Clássico, São Paulo, Brasil) e incluídas no centro de um anel de policloreto de vinila (PVC, Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil). Cortes verticais e horizontais foram realizados, com 1,5mm entre eles através de uma máquina de corte Labcut 1010 (Extac Corp., Londres, Inglaterra) e um disco diamantado (Buheler Series 15LC Diamonds, 111190Z001706) com velocidade de 500 rpm sob constante refrigeração com água. Cinco palitos de cada amostra foram selecionados aleatoriamente, totalizando 14 corpos-de-prova por grupo.

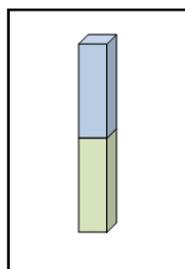
Figura 4: Máquina de corte Labcut 1010



Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

Os corpos-de-prova foram dimensionalmente cortados em $1 \pm 0,1\text{mm}^2$ de secção transversal e 5mm de altura. Estas medidas foram verificadas com um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, São Paulo, Brasil). As amostras foram fixadas através de etil-cianoacrilato (Super Bonder Gel, Loctite Brasil Ltda) e um catalisador (ZIP KICKER, Pacek, Rancho Cucamonga, EUA) na matriz de carregamento.

Figura 5: Configuração final dos corpos-de-prova: desenho esquemático da cerâmica de infra-estrutura () e cerâmica de cobertura ().



Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

4.2.2 Microtração:

O teste de microtração foi realizado usando uma máquina universal DL-2000 EMIC (São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) com 50N e velocidade de 0,5 mm/min⁴⁶. Os valores resultantes de resistência máxima em N foram convertidos em MPa através do software Mtest (T-Systems, São Paulo, Brasil).

$$\mu\text{TBS (MPa)} = \frac{\text{F Max (N)}}{\text{Área transversal (mm)}}$$

4.3 Análise morfológica em microscopia óptica

Após a fratura dos corpos-de-prova, estes foram analisados em microscópio óptico em aumento de até 150 vezes. As imagens foram utilizadas a fim de classificar o padrão de fratura em coesiva, adesiva ou mista³⁷.

4.4 Análise estatística

Os dados foram coletados, tabulados e analisados verificando-se primeiramente a distribuição de normalidade através do teste Shapiro-Wilk. Não foi verificada homogeneidade entre as amostras através do teste de Levene ($p = 0,01$). Portanto, os dados foram submetidos ao teste de Análise de Variância seguido do teste de

Comparações Múltiplas de Games-Howell. Foi registrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos E-max Press, In-Ceram Zircônia e Mark II ($p = 0,01$).

5 RESULTADOS

A partir da metodologia utilizada neste estudo e frente as limitações do mesmo, conclui-se que a resistência de união das cerâmicas de infra-estrutura IPS Emax, In-Ceram Zircônia e Mark II com as suas respectivas cerâmicas de cobertura apresentam diferenças estatisticamente significantes entre si quando avaliada a resistência à microtração ($p = 0,01$).

A distribuição de normalidade foi verificada com o teste Shapiro-Wilk conforme os resultados apresentados na tabela 2.

Tabela 2 – Distribuição de normalidade através do teste Shapiro-Wilk

	Significância
E-max Press	0,96
In-Ceram Zircônia	0,25
Mark II	0,56

Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

Posteriormente, teste de Levene ($p = 0,01$) foi realizado e não foi verificada homogeneidade entre os grupos. Assim, os dados foram submetidos ao teste de Análise de Variância ($p=0,01$) seguido do teste de Comparações Múltiplas de Games-Howell. Foi verificada diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Tabela 3 – Teste de Análise de Variância (ANOVA)

	Soma dos quadrados	Grau de liberdade (gl)	Soma média dos quadrados	Significância
Entre os grupos	502,11	2	251,05	0,01
Dentro dos grupos	752,44	39	19,29	
Total	1254,56	41		

Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

Os valores da média e desvio padrão e a diferença estatisticamente significativa entre a união das cerâmicas de infraestrutura e cobertura nos diferentes sistemas podem ser verificados na tabela 4 e sua distribuição pode ser visualizada no gráfico 1.

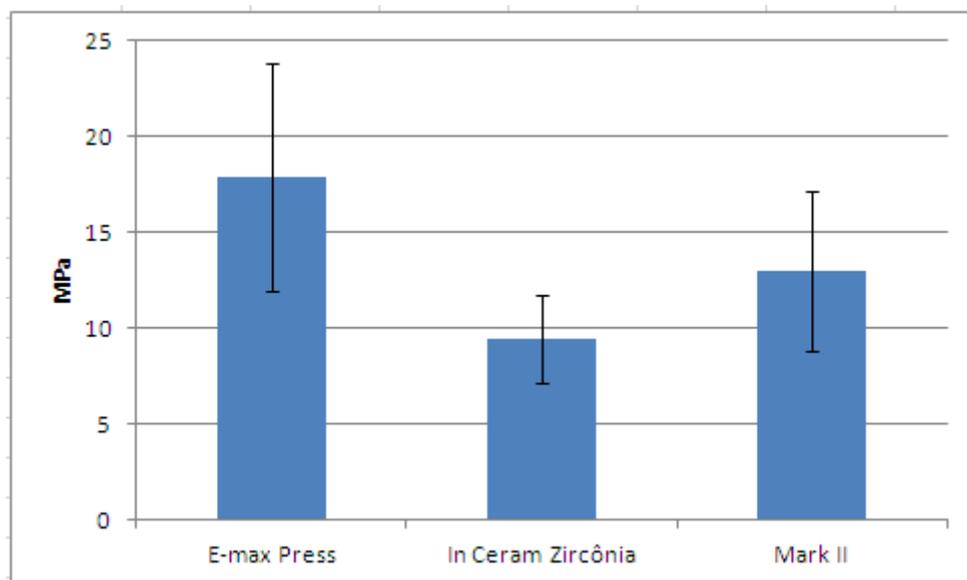
Tabela 4 – Valores da média e desvio padrão obtidos no ensaio de microtração

Grupo	Média	Desvio Padrão
E-max Press	17,88 ^a	5,92
In-Ceram Zircônia	9,44 ^c	2,25
Mark II	12,98 ^b	4,21

* Letras distintas determinam diferença significativa no teste Games-Howell ao nível de significância de 5%.

Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

Gráfico 1 – Valores da média e desvio padrão obtidos no ensaio de microtração



Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

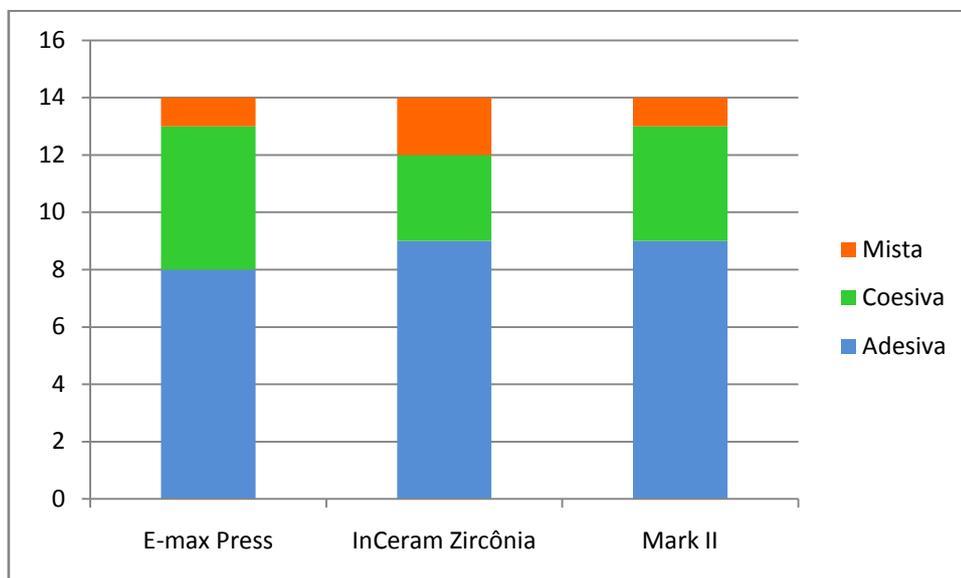
Referente ao tipo de falha verificada através da microscopia óptica, o número de falhas coesivas, adesivas e mistas apresenta-se na tabela 5 e a distribuição pode ser visualizada no gráfico 2. Todas as falhas coesivas ocorreram nas cerâmicas de cobertura.

Tabela 5 – Tipo de falha verificada através da microscopia óptica

Tipo de falha	Adesiva	Coesiva	Mista
E-max Press	8	5	1
In-Ceram Zircônia	9	3	2
Mark II	9	4	1

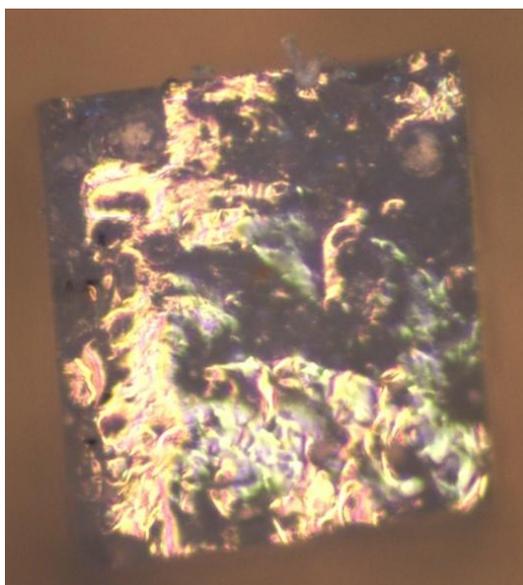
Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

Gráfico 2 - Tipo de falha ocorrida nos sistemas cerâmicos E-max Press, In-Ceram Zircônia e Mark II avaliadas através de microscopia óptica



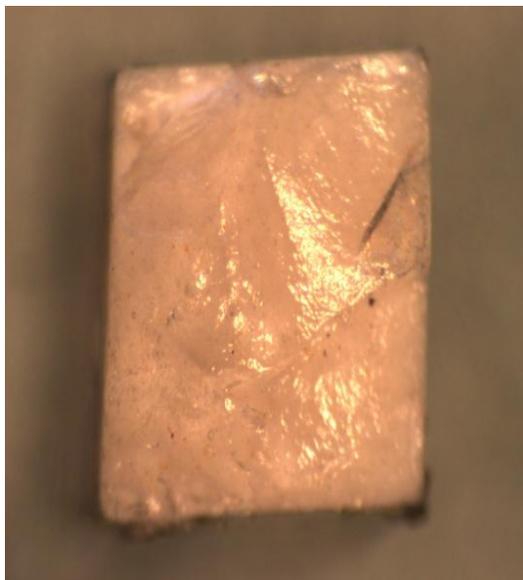
Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

Figura 6 - Imagem em microscopia óptica de falha coesiva na cerâmica de cobertura do sistema E-max Press (x150)



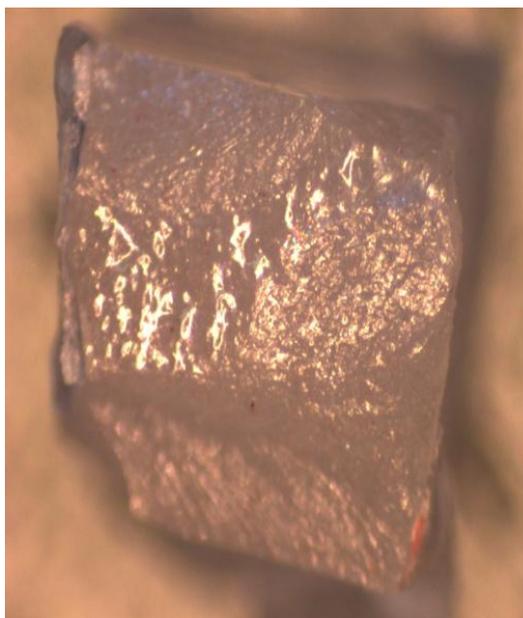
Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

Figura 7 – Imagem em microscopia óptica de falha adesiva do sistema In-Ceram Zircônia (x150)



Fonte: Autora da pesquisa, 2013

Figura 8 – Imagem em microscopia óptica de falha mista do sistema Mark II (x150)



Fonte: Autora da pesquisa, 2013.

6 DISCUSSÃO:

Diversos sistemas cerâmicos formados por uma cerâmica de infra-estrutura e uma cerâmica de cobertura estão disponíveis no mercado. A literatura odontológica ainda apresenta-se limitada referente a testes laboratoriais e clínicos que determinem as propriedades de união desses materiais, assim como seu desempenho clínico ao longo dos anos. Portanto, estes materiais geram controvérsias quanto as suas indicações clínicas e insegurança por parte do clínico.

Segundo Guess *et al.*⁸, avaliando estudos clínicos nos quais as cerâmicas de infra-estrutura possuem zircônia em sua composição, verificaram que estas apresentam índices clínicos de falhas coesivas de 2 a 9% para coroas unitárias após 2 a 3 anos e 3 a 36% para casos de próteses parciais fixas após 1 a 5 anos. Alguns estudos realizaram fractografia, que consiste na análise em microscopia eletrônica da peça fraturada com o intuito de avaliar e entender o mecanismo pelo qual ocorreu a fratura da peça protética. Verificou-se que a maioria das falhas origina-se na superfície oclusal e propaga-se em direção a interface da cerâmica de infra-estrutura, porém mantendo a integridade desta cerâmica. Acredita-se que estas falhas estão associadas a rugosidades provocadas por procedimentos de ajuste oclusal e/ou abrasão por função oclusal⁴⁷⁻⁴⁹.

Aboushelib *et al.*, 2005¹³ estudaram a resistência a microtração dos sistemas cerâmicos Cercon Base / Ceram S, IPS Empress 2 core / IPS Eris veneer, IPS Empress 2 core / IPS Empress 2 veneer, Mark II / Vitadur Alpha e utilizaram para todos os sistemas além da cerâmica indicada pelo fabricante, uma cerâmica de cobertura experimental. Obtiveram como resultado que diferentes materiais, processamentos e a interação entre ambos evidenciam diferenças estatísticas significativas na resistência à microtração. A cerâmica IPS Empress 2 (37,2 MPa) mostrou-se mais resistente que a Cercon (29,1 MPa), enquanto que a Cercon e Mark II (32,2 MPa) não mostraram diferenças estatísticas significativas. Já no presente estudo, o uso de uma cerâmica contendo

zircônia (In-Ceram Zircônia) apresentou resultados inferiores aos da Mark II. A diferença na composição desses materiais pode ser um fator que justifique esses diferentes resultados. Enquanto o In-Ceram Zircônia apresenta como principal componente a alumina e incorporação de 33vol% de zircônia com o intuito de manter a versatilidade de uso da alumina e a melhora da resistência promovida pela zircônia, a cerâmica Cercon apresenta estrutura com 99% de zircônia (Y-TZP)¹². A interação entre alumina e zircônia associadas a união com uma cerâmica de cobertura pode produzir menor resistência à união entre os materiais envolvidos.

Em 2006, Aboushelib *et al.*⁵⁰, realizaram um novo estudo com a cerâmica Cercon e diferentes tipos de cerâmica de cobertura, no qual obtiveram resultados nos quais as cerâmicas de cobertura Rondo Dentine e Lava Dentine apresentaram-se mais resistentes a microtração, porém a interação das cerâmicas de cobertura Ceram Express, Rondo Dentin, Rondo Shoulder mostraram-se sem diferença estatisticamente significativa entre elas e mais resistentes quando associadas a cerâmica de infra-estrutura Cercon. Já as cerâmicas Ceram S e Sakura Interaction mostraram-se como as menos resistentes e a Lava Dentine como intermediária quando associada ao Cercon. Assim, diferentes cerâmicas de cobertura podem demonstrar valores de coesão maiores, porém quando associadas a cerâmicas de infra-estrutura podem demonstrar resultados significativamente inferiores.

Dündar *et al.*⁴ avaliaram duas metodologias diferentes para determinar a resistência dos sistemas IPS Empress core / IPS Empress veneer, Finesse core / Finesse veneer, In-Ceram Alumina / Veneer e IPS Empress 2 core / veneer. Os resultados encontrados para resistência no teste de cisalhamento foram superiores aos encontrados no teste de microtração. Além disso, falhas mistas ocorreram em todos os corpos-de-prova para todos os sistemas no teste de resistência a microtração, diferentemente dos resultados encontrados no presente estudo.

As falhas ocorridas neste estudo apresentaram-se como coesivas, adesivas e mistas. As falhas coesivas ocorreram nos três sistemas estudados e sempre na cerâmica de cobertura. A literatura

referencia esta como sendo uma falha clínica e laboratorial frequentemente encontrada, independente do material utilizado⁸. Estas falhas podem determinar problemas estéticos e funcionais gerando a necessidade de intervenções como polimento ou até a substituição de próteses dentárias.

Não há nenhum teste padrão determinado pela literatura para avaliação de resistência de sistemas cerâmicos bilaminares. Limitações referentes a este tipo de estudo foram encontradas em estudos anteriores^{6,13} nos quais relatam a dificuldade de realização e padronização das etapas laboratoriais deste tipo de estudo. Aboushelib *et al*¹³ obtiveram fraturas de todas as amostras quando utilizadas as cerâmicas de infra-estrutura Cercon e Mark II com uma cerâmica experimental. Além disso, não está explícito no estudo a velocidade utilizada para o corte dos corpos-de-prova e acredita-se que este procedimento possa interferir nos resultados encontrados. Além disso, testes de resistência à fratura estão condicionados ao carregamento do ensaio, concentração de tensões, geometria e volume do corpo-de-prova⁵².

Além disso, observa-se que a resistência coesiva de uma infra-estrutura com sistema cerâmico contendo zircônia apresenta uma resistência à microtração de 340 MPa, porém quando esta mesma cerâmica foi unida a uma cerâmica de cobertura, a resistência a microtração encontrada foi de 29 MPa. Portanto, percebe-se que há uma tendência no desenvolvimento de cerâmicas monolíticas já que os maiores problemas envolvendo cerâmicas bilaminares estão associados a fragilidade característica das cerâmicas de cobertura e a união desta com a cerâmica de infra-estrutura. A principal vantagem das cerâmicas monolíticas consiste na eliminação de falhas adesivas que neste estudo mostraram-se como as de maior ocorrência, gerando a possibilidade de permanecerem apenas falhas coesivas no material.

Cerâmicas de cobertura reforçadas estão sendo propostas e utilizadas principalmente sobre cerâmicas de infra-estrutura que contêm zircônia como principal componente, porém apesar de serem observadas algum tipo de melhora de resistência coesiva dos materiais

estudos, as falhas adesivas vêm apresentando a mesma característica de falha que as cerâmicas não reforçadas, ou seja, delaminação propagando na linha de união entre a cerâmica de cobertura e cerâmica de infra-estrutura⁸.

Assim, como alternativa a estes materiais, estruturas monolíticas vêm sendo disponibilizadas no mercado com o intuito de eliminar a fragilidade das próteses cerâmicas livres de metal e oferecer maior longevidade clínica.

7 CONCLUSÃO

Levando-se em consideração as limitações e metodologia utilizada neste estudo, conclui-se que o sistema E-max Press com a cerâmica de cobertura E-max Ceram apresentou os maiores valores de resistência à microtração ($p = 0,01$), seguido pelo sistema Mark II com a cerâmica VM9 de cobertura e a cerâmica In-Ceram Zircônia com a cerâmica de cobertura VM7 apresentou os menores resultados. Todos os resultados mostraram diferenças estatisticamente significativas entre eles.

Referente ao padrão de falhas, verifica-se maior número de falhas adesivas para os três sistemas Emax Press, In-Ceram Zircônia e Mark II.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA:

1. Giordano R, McLaren EA. Ceramics Overview: Classification by Microstructure and Processing Methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):682-697.
2. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
3. Hsueh CH, Thompson GA, Jadaan OM, Wereszczak AA, Becher PF. Analyses of layer-thickness effects in bilayered dental ceramics subjected to thermal stresses and ring-on-ring tests. *Dent Mater.* 2008;24(1):9-17.
4. Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater.* 2007;23(5):630-636.
5. Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Resistance to Fracture of Three All-Ceramic Systems. *J Esthet Dent.* 1998;10(2):60-66.
6. Weinsten M, Katz S, Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. US Patent 3,052,982, September 11, 1962.
7. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
8. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-Ceramics Systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):333-352.

9. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297-303.
10. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56(1):85-96.
11. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 2004;31(7):682-688.
12. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-456.
13. Abouleshib MN, Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005;2(10):984-991.
14. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):4-9.
15. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):459-466.
16. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36(2):105-113.

17. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):450-456.
18. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials* 2012;28(1):102–111.
19. Näpänkangas R, Raustia A. Twenty-year follow-up of metal-ceramic single crowns: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2008;21(4):307-311.
20. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent.* 1998;10(2):60-66.
21. Ozkurt Z, Kazazoglu E e Unal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater J.* 2010 29(2):138-146.
22. Fisher H, Mark R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002;18(1):12-19.
23. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, Zaki AM. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 2001;86(6):624-631.
24. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995;8(3):239-46.
25. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297-307.

26. Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater.* 2000;16(4):303-10.
27. Della Bona A, Kelly R. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(suppl 4):8s-13s.
28. Fleming GJP, El-Lakwah SFA, Harris JJ, Marquis PM. The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dent Mat.* 2004;20(2):142-149.
29. Deng Y, Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Lawn BR. Fracture of ceramic/ceramic/polymer trilayers for biomedical applications. *J Biomed Mater Res.* 2003;67(3):828-833.
30. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):128-35.
31. Fleming GJ, Shaini FJ, Marquis PM. An assessment of the influence of mixing induced variability on the bi-axial flexure strength of dentine porcelain discs and the implications for laboratory testing of porcelain specimens. *Dent Mater.* 2000;16(2):114-9.
32. Griggs JA. Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):713–viii.
33. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6):561–569.

34. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*. 1997;10(5):478–484.
35. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):459–464.
36. Oztürk AN, Inan O, Inan E, Oztürk B. Microtensile bond strength of cad-cam and pressed-ceramic inlays to dentin. *Eur J Dent*. 2007;1(2):91-6.
37. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5): 495-510.
38. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *J Adhes Dent*. 2007;9(Suppl 1):121-147.
39. Della Bona A, van Noort R. Shear VS. tensile Bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 1995;74(9):1591-6.
40. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652-61.
41. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater*. 2000;16(4): 235-42.
42. Seghi RR, Denry IL, Rosentiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new ceramics. *J Prosthet Dent*. 1995;74(2):145-50.
43. Craig RG and Powers JM. Restorative dental materials, 11th ed, Mosby, St Louis, 2002, PP. 85, 551-592.

44. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10(4):236-240.
45. Ferreira RC, Caldas J, Paula GA, Albuquerque RC, Almeida CM, Vasconcellos WA, Caldas RB. Influence of surface Area and Geometry of Specimens on Bond Strength in a Microtensile Test: Na Analysis by the Three-Dimensional Finite Element Method. *J Prosthodont.* 2011;20(6):456-463.
46. Trindade FZ, Amaral M, Melo RM, Bottino MA, Valandro LF. Zirconia-porcelain bonding: effect of multiple firings on microtensile bond strength. *J Adhes Dent.* 2013;15(5):467-72.
47. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):553-60.
48. Hobkirk JA, Wiskott HW. Ceramics in implant dentistry (working group 1). *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(suppl 4):55-7.
49. Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(2):202-9.
50. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Materials.* 2006;22(10):857-63.
51. Azer SS, Drumond JL, Campbell SD, Zaki AEM. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 2001;86(6):624-31.

ANEXOS

ANEXO 1 – Carta de aprovação do comitê de Ética da Faculdade de Odontologia da PUC-RS.



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 12 de dezembro de 2012

O Projeto de: Pesquisa

Protocolado sob nº: 0070/12
Intitulado: Estudo comparativo da resistência à microtração e influência da ciclagem mecânica nos sistemas cerâmicos odontológicos.
Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota
Pesquisadores Associados: Lisiane Martins Fracasso
Nível: Pesquisa /

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 12 de dezembro de 2012.

Prof. Dra. Ana Maria Spohr
Coordenadora da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS