**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

VITOR GUARÇONI DE PAULA

**Avaliação do modo de falha de coroas ceramocerâmicas de
zircônia em função do protocolo de resfriamento e do desenho da
infraestrutura**

BAURU

2011

VITOR GUARÇONI DE PAULA

**Avaliação do modo de falha de coroas ceramocerâmicas de
zircônia em função do protocolo de resfriamento e do desenho da
infraestrutura**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB) da Universidade de São Paulo (USP) para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

Versão Corrigida

BAURU

2011

Paula, Vitor Guarçoni de
P281a Avaliação do modo de falha de coroas ceramocerâmicas de zircônia em função do protocolo de resfriamento e do desenho da infraestrutura / Vitor Guarçoni de Paula. – Bauru, 2011.
156 p.: il.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

À Deus, por ter me guiado pelos caminhos certos da vida.

Aos meus pais, Laurindo e Maria da Penha, fundamentais para a conquista de mais uma etapa na minha vida. Serei eternamente grato pelo amor, carinho, apoio e orientação.

Ao meu irmão Igor, pelo apoio e grande amizade.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo, na pessoa do seu diretor Prof. Dr. José Carlos Pereira, pelo apoio institucional.

Ao Prof. Dr. Gerson Bonfante, meu mentor e orientador, devo a você grande parte do meu desenvolvimento. Sua busca insaciável pelo conhecimento, honestidade e caráter são inspiradores. Obrigado pela confiança, suporte e cobrança que serviram de catalizadores para o meu trabalho.

Aos professores Dr. Accácio Lins do Valle e Dr. Luiz Fernando Pegoraro pela orientação e paciência na transmissão de seus conhecimentos na clínica e seminários.

Aos Professores do departamento de prótese: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle, Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Prof. Dr. Gerson Bonfante, Prof. Dr. José Henrique Rubo, Prof^a. Dr^a. Lucimar Falavinha Vieira, Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Prof^a. Dr^a. Karin Hermana Neppelenbroek, Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira, Prof. Dr. Pedro César Garcia de Oliveira, Prof. Dr. Renato de Freitas, Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho, Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto e Prof. Dr. Wellington Bonachela. Muito obrigado pelos valiosos ensinamentos que muito contribuíram para o meu crescimento profissional.

Ao Prof. Dr. José Roberto Lauris, pela orientação e paciência durante a análise estatística deste estudo.

Agradeço ao Dr. Estevam Augusto Bonfante pela paciência e disposição em sempre me ajudar durante a concepção desse trabalho.

Agradeço ao Prof. Dr. Marco Antônio Hungaro Duarte do departamento de endodôntia (FOB-USP) e seu orientado de mestrado Bruno pela disponibilidade do uso do estereomicroscópio.

Às secretárias do Departamento de Prótese Cláudia e Deborah. Obrigado pela compreensão, paciência e auxílio prestado em diversos momentos.

À equipe de funcionários da comissão de pós-graduação pelo trabalho árduo e silencioso que realizam todos os dias em prol de nossa universidade.

Às funcionárias da Clínica de Reabilitação Oral Cleusa e Hebe, meu reconhecimento pelo valioso serviço.

Aos pacientes pela generosa compreensão durante o meu aprendizado.

Aos funcionários do Centro Integrado de Pesquisa (CIP) Marcelo, Marcia e Neusa, muito obrigado pela disposição e pela solicitude nos momentos importantes da minha pesquisa.

Ao funcionário e amigo Renato Pereira Murback, sua fascinação pelo conhecimento e disposição em ajudar são admiráveis. Muito obrigado pela paciência e dedicação durante o desenvolvimento do meu trabalho.

Aos técnicos Marcelo Giatti e Reivanildo Viana pela disponibilidade e ajuda nos diversos momentos que precisei.

Ao laboratório de prótese Romanini, em especial a José Carlos Romanini, pela dedicação, disponibilidade e extrema perícia na execução dos espécimes deste trabalho. Muito obrigado

Ao CNPq (Conselho Nacional Científico e Tecnológico) e ao Programa de Apoio à Pós-Graduação da USP (PROAP) pelo suporte financeiro e viabilização do meu aperfeiçoamento profissional.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para a conclusão desta importante etapa da minha vida.

AGRADECIMENTOS A FAMILIARES E AMIGOS

À Maiara Campos Linhares, por todo o amor, carinho e compreensão durante essa jornada tão importante.

Aos eternos professores e amigos Prof. Dr. Eduardo Batitucci e Prof^a. Dr^a. Maria Hermenegilda Grasselli Batitucci responsáveis em ensinar que a odontologia é uma ciência, sempre me estimulando no processo de aprendizagem. Agradeço pelo apoio e orientação na minha vida acadêmica e profissional ao dividirem comigo seus mais primorosos conhecimentos.

Ao pós-graduando e amigo Fábio Cesar Lorenzoni, quem sempre esteve do meu lado ajudando e orientando em todos os momentos, mesmo estando longe. Sua participação ativa foi fundamental nessa conquista. Muito obrigado.

Ao pós-graduando Leandro Martins pela orientação e auxílio na concepção desse trabalho.

Aos meus colegas de mestrado: Ana Silvia, Carolina Ortigosa, Eloisa Nassar, Fernanda Stancari, Hugo Vidotti, Lívia Aguiar, Lívia Lopes, Lívia Maria, Luana Menezes, Matheus Jacobina, Max Dória, Max Laurent, Miriam Bueno, Mônica Lôbo pela amizade e o compartilhamento das experiências.

Ao meu grande amigo Hugo, o qual sua sede insaciável pelo conhecimento é uma fonte de inspiração. Meu muito obrigado pelo grande apoio e conselhos nos momentos mais difíceis.

À Max Laurent pela amizade e inúmeros conselhos ao compartilhar sua sabedoria.

Ao Matheus pela amizade, companheirismo e por dividir seus conhecimentos tecnológicos.

À Luiz Alves e Max Dória pela amizade, companheirismo e disponibilidade em todos os momentos que precisei.

Ao meu primo Sandro e meu amigo Thiago Muniz, grandes incentivadores para o início dessa jornada.

À meu grande amigo Raphael Loureiro pelas incansáveis horas de conversa e discussão, compartilhando seus conhecimentos físicos fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus amigos Alexandre Coutinho, Carolina Martinelli, Daniel Castro, Eduardo Schwartz, Francis Cazelli Thompson, Gabriel José, José Alexandre, Luís Fernando, Marcelo Nascimento, Rodrigo Oliveira e Thiago Heringer por sempre me ensinaram os valores da verdadeira amizade.

“É preciso força pra sonhar e perceber

Que a estrada vai além do que se vê.”

Marcelo Camelo

RESUMO

As excelentes propriedades mecânicas da zircônia como elevada resistência flexural e tenacidade à fratura fez com ela fosse o material cerâmico de eleição para as coroas e próteses fixas posteriores. Porém, mesmo com elevadas propriedades mecânicas os problemas relacionados a fratura ainda persistem. Variáveis como a baixa condutibilidade térmica da zircônia e a falta de suporte das infraestruturas às porcelanas são indicadas como possíveis causas. O presente estudo teve o objetivo de verificar se a modificação do desenho da infraestrutura e a alteração do protocolo de resfriamento durante a fase de glaze são capazes de melhorar a resistência das coroas ceramocerâmicas com infraestruturas de zircônia. Quarenta coroas unitárias com infraestruturas de zircônia (IPS e.max ZirCAD) na forma de molares foram confeccionadas sobre preparos padronizados e divididos em 4 grupos: ZrCRP (coroas com infraestruturas convencionais e resfriamento padrão), ZrMRP (coroas com desenho de infraestrutura modificado e resfriamento padrão), ZrCRL (coroas com infraestruturas convencionais e resfriamento lento) e ZrMRL (coroas com desenho de infraestrutura modificado e resfriamento lento). As infraestruturas com desenho convencional apresentavam espessura uniforme de 0,5 mm e as com modificação apresentavam espessura de 0,5 mm acrescentadas da cinta lingual de 2,0 mm de altura e postes proximais com 3,5 mm de altura, ambos com 1 mm de espessura. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso (Rely X ARC) sobre réplicas de resina composta do preparo. Estas coroas foram submetidas ao teste de resistência à fadiga por meio da ciclagem dinâmica em água (10^6 ciclos ou até a fratura com carga variando de 30-300 N). Um endentador de aço inoxidável aplicava a carga axialmente entre as duas vertentes linguais e vestibulares. A ciclagem era interrompida em intervalos de 125 mil ciclos a procura de danos com auxílio de estereomicroscopia. Ao final, as coroas fraturadas eram submetidas a microscopia eletrônica de varredura e as não fraturadas eram incluídas em resina epóxi e polidas sequencialmente para a análise dos danos. Cada corpo de prova recebeu escores de acordo com o tipo de falha apresentada. Utilizou-se o teste Kruskal-Wallis para verificar diferença estatística entre os grupos e o de Miller para as comparações múltiplas entre os grupos. Os resultados não indicaram diferença

estatística entre os desenhos de infraestrutura, entretanto o resfriamento lento mostrou-se significativamente melhor na prevenção dos danos

Palavras chaves: Cerâmica. Coroas dentárias. Estresse. Fadiga. Infraestrutura.

ABSTRACT

Evaluation of the zirconia crowns failure mode depending on cooling protocol and framework design.

The exceptional mechanical properties such as high flexural strength and fracture toughness make Zirconia a natural choice as material for posterior dental prosthesis. However, even with these properties, problems related to fracture persist. Low heat conductivity of zirconia and lack of support for veneering porcelain may be pointed as possible causes. The proposed study investigate if modifications on core design and cooling rate protocol during glaze firing are able to improve allceramic zirconia reinforced crowns resistance. Forty molar zirconia reinforced single crowns (IPS e.max ZirCAD) were manufactured from standard abutment and divided in four groups: ZrCRP (conventional core design and standard cooling rates), ZrMRP (modified core design and standard cooling rates), ZrCRL (conventional core design and slow cooling rates) e ZrMRL (modified core design and slow cooling rates) (Até aqui ta bem escrito). The standard design Cores presented uniform thickness of 0,5 mm and the modified design Cores consisted of 0.5 mm thickness with a thick lingual margin of 2.0mm height, connecting to full contour proximal struts of 3.5 mm height, remembering that both the standard and the modified Core possess 1 mm of thick. Crowns were luted with resin cement (Rely X ARC) on composite resin abutment replicas. These crowns were then subjected to motion fatigue in water (106 cycles or till fracture with 30-300 N varying load). A stainless steel indenter was used to perform axial load between buccal and lingual cusps. Mechanical cycling was interrupted at each 125000 cycles for damage investigation in a stereomicroscope. Fractured crowns were submitted to scanning electron microscopy and not-fractured crowns were included in epoxy resin, longitudinally sectioned and sequentially polished for damage analysis. Each crown received scores according to the type of failure. Statistical analysis was carried out with Kruskal-Wallis' test and multiple comparisons between groups were carried out with Miller's test. Results did not show significant differences between infrastructure design, however low cooling rates statistically better results on damage prevention than standard cooling rates.

Keywords: Ceramic. Dental Crown. Stress. Fatigue. Infrastructure

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 – Vista proximal do dente com a superfície oclusal modificada.....	89
Figura 4.2 – Dispositivo 1, dispositivo 2 e dente padrão.....	90
Figura 4.3 – Vista proximal do dente preparado.....	91
Figura 4.4 – Obtenção da réplica do dente padrão, em resina composta.	92
Figura 4.5 – Réplica em resina composta incluída no cilindro de acrílico já com as dimensões apropriadas para inserção na máquina de ciclagem.....	93
Figura 4.6 – Ilustração esquemática da I.E. convencional e modificada	95
Figura 4.7 – Bloco de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) do sistema IPS e.max ZirCAD antes da fresagem.	96
Figura 4.8 – Vista proximal e oclusal da I.E. de zircônia convencional sobre os troquéis de resina composta.	97
Figura 4.9 – Vista proximal e oclusal da I.E. de zircônia modificada sobre os troquéis de resina composta. Notar a presença da cinta lingual e o poste proximal.....	97
Figura 4.10 - Vista frontal do verticulador adaptado	98
Figura 4.11 - Vista aproximada da I.E. cerâmica instalada no verticulador.	99
Diagrama 4.1 – Diagrama esquemático do protocolo de resfriamento padrão.....	101
Diagrama 4.2 – Diagrama esquemático do protocolo de resfriamento lento.	101
Figura 4.12 – Polimento e glaze da coroa ceramocerâmica de Y-TZP	102
Figura 4.13 – Tela de programação do forno Programat EP 3000 com as configurações do protocolo de resfriamento lento programada.....	103
Figura 4.14 – Endentador esférico de aço inoxidável de 6,36 mm de diâmetro.	105
Figura 4.15 –Corpo de prova posicionado na máquina de ciclagem dinâmica com o endentador em posição. Averiguação do posicionamento do endentador na porção central do espécime.	105
Diagrama 4.3 - Diagrama esquemático da geometria da trinca utilizado para classificar o tipo de dano nos espécimes polidos, após carregamento cíclico com endentador esférico.....	106
Figura 4.16 – Sequência do processo de inclusão dos corpos de prova em resina epóxi.....	108

Gráfico 5.1 - Distribuição ilustrativa dos danos nos grupos.....	114
Figura 5.1 - Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada e MEV mostrando a fratura coesiva da porcelana do grupo ZrCRP.	117
Figura 5.2 – Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada e MEV mostrando a fratura coesiva da porcelana do grupo ZrMRP.....	119
Figura 5.3 – Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada do grupo ZrCRL.....	121
Figura 5.4 – Imagem de um cone interno em coroa do grupo ZrCRL após 10^6 ciclos com propagação até a região de interface I.E./porcelana.	123
Figura 5.5 – Imagem de um cone interno e trincas radiais no grupo ZrCRL.	125
Figura 5.6 – Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada do grupo ZrMRL	127

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Temperatura de Tg das cerâmicas de cobertura utilizadas	60
Tabela 2.2 – Valores das diferenças entre os CETs ($\mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$) das I.Es. e as respectivas cerâmicas de cobertura utilizadas no trabalho ($\Delta\text{CET} = \text{CET I.E.} - \text{CET Porcelana}$)..	60
Tabela 2.3 – Valores das diferenças entre os CETs ($\times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$) das I.Es. e as respectivas cerâmicas de cobertura utilizadas no trabalho ($\Delta\text{CET} = \text{CET Y-TZP} - \text{CET Porcelana}$).	66
Tabela 4.1 – Ciclo de sinterização do sistema IPS e.max Ceram.....	100
Tabela 4.2 – Relacionamento do tipo de dano com o respectivo escore	109
Tabela 5.1 – Distribuição dos danos nos grupos	114
Tabela 5.2 – Valores das médias, desvio padrão (D.P.), primeiro quartil (Q25), mediana e segundo quartil (Q75) dos escores.....	114
Tabela 5.3 – Análise Kruskal-Wallis para avaliar possível diferença entre os valores médios dos escores dos 4 grupos.....	115
Tabela 5.4 – Teste de Miller para comparações individuais..	115

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<u>°C</u>	Graus Celsius
<u>°C/min</u>	Graus Celsius por minuto
<u>°C</u>	Por grau Celsius
<u>K</u>	Kelvin
<u>/K</u>	Por Kelvin
<u>µm/m•K</u>	Micrômetro por metro Kelvin
<u>%</u>	Porcentagem
<u>N</u>	Newton
<u>MPa</u>	Megapascal
<u>GPa</u>	Gigapascal
<u>Hz</u>	Hertz
<u>Mol%</u>	Mol por cento
<u>Zr</u>	Zircônio
<u>ZrO₂</u>	Dioxido de zircônio ou zircônia
<u>Y₂O₃</u>	Óxido de ítrio
<u>Y-TZP</u>	Zircônia parcialmente estabilizada por ítrio
<u>ppm/°C</u>	Parte por milhão por grau Celsius
<u>MPa•m^{1/2}</u>	Unidade de tenacidade à fratura
<u>W/m⁰K</u>	Unidade de Condutibilidade térmica
<u>CAD-CAM</u>	<i>Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing</i>
<u>CET</u>	Coeficiente de expansão térmica
<u>ΔCET</u>	Diferença entre os coeficientes de expansão termica
<u>I.E.</u>	Infraestrutura
<u>MEV</u>	Microscopia eletrônica de varredura
<u>Tg</u>	Transição vítrea
<u>ZrCRP</u>	coroas com I.E. de zircônia com desenho convencional e resfriamento padrão
<u>ZrMRP</u>	coroas com I.E. de zircônia com desenho modificado e resfriamento padrão
<u>ZrCRL</u>	coroas com I.E. de zircônia com desenho convencional e resfriamento lento
<u>ZrMRL</u>	coroas com I.E. de zircônia com desenho modificado e resfriamento padrão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	35
2 REVISÃO DE LITERATURA	45
2.1 Desenho da infraestrutura	45
2.1.1 Infraestruturas metálicas	45
2.1.2 Infraestruturas cerâmicas	48
2.2 Coeficientes de expansão térmicos e desenvolvimento de estresse residual	53
2.3 Características das falhas	68
3 PROPOSIÇÃO	83
4 MATERIAL E MÉTODOS	87
4.1 Elemento dentário	89
4.2 Preparo dentário	90
4.3 Réplicas de resina composta	91
4.4 Troquéis de gesso	93
4.5 Grupos experimentais	94
4.6 Características das I.Es.	94
4.7 Fase laboratorial	95
4.7.1 Confecção das I.Es.	95
4.7.2 Aplicação da cerâmica de cobertura	97
4.7.3 Glaze e alteração do protocolo de resfriamento	100
4.8 Cimentação	103
4.9 Ciclagem dinâmica	104
4.10 Análise dos danos (Polimento dos corpos de prova)	106
4.11 Análise estatística	109
5 RESULTADOS	113
5.1 Resistência à fadiga	113
6 DISCUSSÃO	131
7 CONCLUSÕES	145
REFERÊNCIAS	149
Anexo A	161
Anexo B	162

1 INTRODUÇÃO

A cerâmica odontológica, também conhecida como porcelana dentária, ou simplesmente porcelana, é um dos materiais mais fascinantes e mais desenvolvidos dentro da ciência e tecnologia dos materiais (DELLA BONA, 2009).

A vaidade mais do que o desejo de melhorar a mastigação, certamente favoreceu o desenvolvimento dos primeiros dentes artificiais. Os Gregos e os Fenícios utilizavam fios de ouro para prender os dentes artificiais aos naturais. Os Etruscos, no entanto, superaram todos na confecção de pontes dentárias. Embora o desejo e a história de substituição de dentes ausentes tenha começado há quase três mil anos, as cerâmicas foram utilizadas na odontologia somente após 1770 com o farmacêutico francês Alexis Duchateau, ao observar que os utensílios domésticos cerâmicos eram resistentes a abrasão e ao manchamento, e poderiam ser ótimos substitutos dos porosos dentes de marfim utilizados nas próteses totais (DELLA BONA, 2009).

Desde então as cerâmicas odontológicas vem passando por processos evolutivos. Entretanto as primeiras coroas cerâmicas não apresentavam resistência suficiente para suportar os esforços mastigatórios, principalmente na região posterior, além da técnica de confecção ser extremamente complexa. A combinação da estrutura cerâmica com infraestruturas (I.Es.) metálicas apresentou diversos problemas inicialmente (HOBBS e SHILLINGBURG, 1973), mas os estudos de Brecker (1956) tornaram o seu uso possível, impulsionando sua indicação no meio odontológico. Essas restaurações metalocerâmicas combinavam a estética da cerâmica com a ductilidade e resistência do ouro (DELLA BONA, 2009).

A estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e duradoura e a biocompatibilidade, com os menores índices de aderência de biofilme, são algumas das características incomparáveis das cerâmicas odontológicas. Além disso, o módulo de elasticidade, dureza, densidade, condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmica (CET) são propriedades muito semelhantes, compartilhadas pela porcelana feldspática e o esmalte dentário (ANUSAVICE, 2005). Essas características colocam as porcelanas como o material

de eleição destinado à reposição da estrutura dentária perdida, proporcionando trabalhos com cor, forma e textura superficial com características mais naturais (KELLY, NISHIMURA e CAMPBELL, 1996; ODMAN e ANDERSSON, 2001).

Embora atualmente as coroas metalocerâmicas sejam consideradas o padrão ouro na odontologia reconstrutiva, devido a sua larga aplicação e taxa de sucesso comprovada nos últimos 40 anos (PJETURSSON *et al.*, 2007), elas podem apresentar alguns resultados indesejáveis no que diz respeito a estética e biocompatibilidade, como o sombreamento metálico na região gengival, relatos de hipersensibilidade relacionados às ligas metálicas e maior acúmulo de biofilme (CHRISTENSEN, 1994; PJETURSSON *et al.*, 2007). Estas complicações estimularam o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos, mais resistentes, biocompatíveis e estéticos.

O avanço científico proporcionou a diversificação, difusão e popularização das coroas totalmente cerâmicas ou ceramocerâmicas, tornando-as com um custo muito mais acessível quando comparadas às coroas metalocerâmicas de ligas nobres (contendo ouro, paládio e/ou platina), aumentando a procura por esses sistemas. Segundo Donovan (2008), nos primeiros meses de 2008, 50% das coroas fabricadas nos EUA eram ceramocerâmicas.

Entretanto, ainda com a melhora das propriedades mecânicas dos diversos sistemas cerâmicos, nenhum trabalho científico demonstrou uma longevidade similar ao sistema metalocerâmico, principalmente quando as coroas são localizadas na região posterior (PJETURSSON *et al.*, 2007; DONOVAN, 2008). Como a maioria dos sistemas cerâmicos disponíveis são recentes, os trabalhos de acompanhamento clínico longitudinal apresentam resultados de períodos considerados curtos (média de 5 anos) quando comparados aos encontrados com o sistema metalocerâmico (média acima de 10 anos). As coroas ceramocerâmicas acompanhadas por 5 anos apresentam uma taxa de sobrevivência de 93,3%, frente a de 95,5% das coroas metalocerâmicas. Quando essas coroas totalmente cerâmicas eram posicionadas na região posterior, essa sobrevida diminuiu para 90,1% (PJETURSSON *et al.*, 2007).

As porcelanas odontológicas apresentam natureza vítrea, e assim como o vidro, apresentam alta resistência às forças compressivas, mas tendem a sucumbir

às forças de tração (ANUSAVICE, 2005; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; DELLA BONA, 2009), haja vista sua friabilidade. Com o objetivo de suprir essa deficiência foram desenvolvidos novos materiais cerâmicos particulados ou semicristalinos (contendo uma quantidade menor de vidro) e os cristalinos ou policristalinos (sem material vítreo) (DELLA BONA, 2009). Contudo, à medida que ocorre o aumento do conteúdo cristalino, observa-se a melhora das propriedades mecânicas, mas o material torna-se mais opaco, prejudicando suas características estéticas / ópticas (ANUSAVICE, 2005).

Diversos são os sistemas cerâmicos existentes atualmente, dentre eles pode-se destacar como semicristalinos os sistemas à base de leucita, dissilicato de lítio, alumina infiltrada por vidro e zircônia infiltrada por vidro. Os sistemas cristalinos mais conhecidos são a alumina densamente sinterizada e a zircônia parcialmente estabilizada (ítrio, cério, magnésio ou alumínio) (ANUSAVICE, 2005). Dentre esses sistemas a zircônia parcialmente estabilizada merece um destaque especial devido a sua elevada resistência flexural, tenacidade à fratura e dureza (DENRY e KELLY, 2008; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010).

O Zircônio (Zr, número atômico 40 e peso 91,22) é um metal de transição e o décimo oitavo elemento mais abundante no planeta, porém ele é raro na sua forma pura, sendo comumente encontrado em conjunto com outros elementos na forma de minerais (VAGKOPOULOU *et al.*, 2009). Como biomaterial o Zr é utilizado na forma de dióxido de zircônio (ZrO_2), também conhecido como zircônia, desde o final da década de 60. Sua alta biocompatibilidade e resistência permitiu seu uso desde em instrumentais médicos a próteses ortopédicas (VAGKOPOULOU *et al.*, 2009). Quimicamente os cristais de zircônia podem se arranjar de três maneiras diferentes: cúbica, estável apenas em temperaturas acima de 2.370 °C e propriedades mecânicas moderadas; tetragonal, estável em temperaturas entre 1.170 – 2.370 °C e boas propriedades mecânicas; e monoclinica, estável da temperatura ambiente até 1.170 °C e com pobres propriedades mecânicas (ANUSAVICE, 2005; DENRY e KELLY, 2008; VAGKOPOULOU *et al.*, 2009). A adição de uma pequena quantidade de estabilizante como, por exemplo, 2 a 3 mol% de óxido de ítrio (Y_2O_3) estabiliza parcialmente a zircônia na fase tetragonal em temperatura ambiente. A estabilização parcial promove uma metaestabilidade, ou seja, ainda existe energia acumulada no sistema para promover a transformação da

fase tetragonal para monoclínica estável. Sabe-se que um alto estresse localizado à frente de uma trinca em propagação é suficiente para estimular essa transformação de fase dos cristais ao redor da extremidade da trinca. Quando isso ocorre há um aumento de volume em torno de 4 a 5%, comprimindo a trinca e impedindo a sua propagação (DE KLER *et al.*, 2007; DENRY e KELLY, 2008; HJERPPE *et al.*, 2009; VAGKOPOULOU *et al.*, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010). A transformação de fase faz com que a zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) apresente a maior tenacidade à fratura dentre os materiais cerâmicos, em torno de $9 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, sendo chamada por alguns autores de aço cerâmico (ANUSAVICE, 2005; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010).

A Y-TZP apresenta algumas propriedades importantes, como alta resistência flexural (900 a 1200 Mpa), tenacidade à fratura ($9 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$), dureza (13,5 GPa), resistência ao desgaste, isolante elétrico, magnetismo nulo, baixa condutibilidade térmica ($2 \text{ W/m}^0\text{K}$), resistência a corrosão em ambientes ácidos e alcalinos, módulo de elasticidade (220 GPa) parecida com a do aço e CET similar ao do ferro (REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; VAGKOPOULOU *et al.*, 2009). É considerado o material cerâmico com melhores propriedades mecânicas e até sendo indicado, com algumas ressalvas, para a confecção de coroas unitárias e próteses parciais fixas posteriores (DENRY e KELLY, 2008).

O processo de confecção de uma prótese ceramocerâmica a base de Y-TZP é realizado através do sistema CAD-CAM (*Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing*), que permite realizar peças com formas complexas usinadas a partir de blocos cerâmicos. O processo inicia-se com o escaneamento em três dimensões do troquel de gesso. A imagem formada no programa de computador é usada para o desenho da estrutura proposta. Uma máquina de fresagem é usada para usinar um bloco de Y-TZP na forma desejada. Atualmente existem dois tipos de usinagem de zircônia: a fresagem sobre zircônia pré-sinterizada e densamente sinterizada. A primeira utiliza blocos de Y-TZP na fase verde, que necessitam ser sinterizados sob altas temperaturas após a usinagem para atingirem sua resistência e dureza final e essa segunda sinterização é acompanhada por uma contração de até 25% em volume. A segunda utiliza blocos de zircônia completamente sinterizados, obtendo peças na dimensão desejada, porem necessita de sistemas de

usinagem robustos e instrumentos de corte extremamente rígidos. A velocidade, custo e facilidade de utilização dos sistemas a base de zircônia pré-sinterizadas fizeram com que grande parte das empresas optassem por este método (AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010).

Devido ao grau de opacidade e resistência das cerâmicas cristalinas o seu uso fica restrito como materiais de infraestrutura (I.E.), sendo a parte estética feita por uma camada de cerâmica vítrea (cerâmica de cobertura ou porcelana), de forma semelhante ao que ocorre nos sistemas metalocerâmicos (VAGKOPOULOU *et al.*, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010). As cerâmicas vítreas apresentam alta resistência a compressão, porém são extremamente fracas quando submetidas às forças de tração, sendo incapazes de suportarem deformações maiores que 0,1% a 0,3% sem fraturas (MILLER, 1977; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010). As principais funções das I.Es. são fornecer espessura uniforme e suporte à cerâmica de cobertura para que as forças de tração sejam evitadas (MILLER, 1977; STEIN e KUWATA, 1977; MCLEAN, 1983; NAYLOR, 1992; MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010). Dessa maneira as forças exercidas sobre a coroa serão transmitidas e parcialmente absorvidas pela I.E., sendo a resistência final do conjunto ditada pela I.E. (GUAZZATO *et al.*, 2004).

A friabilidade das cerâmicas estimulou o desenvolvimento do clássico desenho das I.Es. metálicas, o qual é composto pela presença da cinta lingual e postes proximais com o objetivo de aumentar a área de suporte da porcelana (MCLEAN, 1983; MCLEAN, 1987; MCLAREN, 1998). Quimicamente e mecanicamente as cerâmicas de cobertura aplicadas sobre as I.Es. cerâmicas são muito semelhantes às usadas nos sistemas metalocerâmicos, com isso é prudente realizar o mesmo desenho tanto nas I.Es. metálicas quanto cerâmicas, objetivando um aumento na resistência aos esforços mastigatórios pelo suporte adequado à cerâmica de cobertura (MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011).

Em se tratando de coroas unitárias posteriores ceramocerâmicas de Y-TZP não é comum encontrar relatos clínicos de fratura da I.E. (DENRY e KELLY, 2008; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010). Entretanto, há um grande número de

relatos de falhas clínicas em porcelanas sobre I.Es. de zircônia, com taxas que variam de 13 a 15% num período curto de 2 a 5 anos (VULT VON STEYERN, CARLSON e NILNER, 2005; REKOW e THOMPSON, 2007; SAILER *et al.*, 2007; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010). As fraturas coesivas normalmente são encontradas em áreas sem apoio estrutural, como a região mesio-lingual de segundos molares inferiores e conectores de próteses fixas (RAIGRODSKI *et al.*, 2006; TINSCHERT *et al.*, 2008; SCHMITTER *et al.*, 2009). Diferentemente dos outros sistemas cerâmicos, as fraturas coesivas raramente expõem a I.E., o que torna o reparo coronário uma alternativa viável em alguns casos, dependendo da extensão e região do dano (THOLEY, SWAIN e THIEL, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010).

As fraturas coesivas desapontam tanto o paciente quanto o cirurgião dentista. Inúmeras razões podem ser apontadas como vetor desse fenômeno nas coroas de Y-TZP, como: a diferença de CET entre a I.E. e a cerâmica de cobertura, defeitos estruturais na porcelana, porosidade, defeitos de superfície ou falta de suporte da I.E., sobrecarga e fadiga, baixa tenacidade à fratura da cerâmica de cobertura e baixa condutibilidade térmica da zircônia (MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; FISCHER, STAWARZCYK, *et al.*, 2009; SWAIN, 2009). Observando os padrões de falha supõe-se que a cerâmica de cobertura seja o elo fraco e, melhorando sua resistência, possivelmente poderá haver uma diminuição desse problema (AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010).

Diferentemente do metal e da alumina, a zircônia apresenta baixa condutibilidade térmica, o que promove durante o resfriamento após a sinterização da cerâmica de cobertura um comportamento físico diferente do que ocorre nos outros materiais comumente usados (DELLA BONA, 2009; SWAIN, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010). Swain (2009) observou que a baixa condutibilidade térmica da zircônia é um dos fatores responsáveis pela grande formação de estresse no interior da cerâmica de cobertura, levando ao desenvolvimento de trincas instáveis ou fraturas coesivas. Sugeriu que um resfriamento lento acima da temperatura de transição vítrea (T_g) da cerâmica de cobertura preveniria o desenvolvimento de um elevado estresse trativo sub-

superficial. Esse resfriamento lento pode ser empregado durante a fase de glaze da cerâmica de cobertura.

Os estudos analisados que avaliaram a resistência à fratura dos sistemas ceramocerâmicos não consideraram a influência do desenho das I.Es. cerâmicas, pois os corpos de provas apresentavam formas simples, que não reproduziam a complexidade dentária (SEGHI e SORENSEN, 1995; WAGNER e CHU, 1996; GUAZZATO *et al.*, 2004). A maioria dos testes *in vitro* de corpos de prova de sistemas ceramocerâmicos, apresentando as características anatômicas dentárias, não tem sido avaliada sob condições de ciclagem dinâmica (CASTELLANI *et al.*, 1994; NEIVA *et al.*, 1998; HWANG e YANG, 2001; WEBBER, MCDONALD e KNOWLES, 2003). Quando corpos de prova que reproduziam a anatomia dentária eram submetidos a testes de fadiga os mesmos não apresentavam as alterações no desenho (cinta lingual e poste proximal) (SOBRINHO *et al.*, 1998; VULT VON STEYERN *et al.*, 2006) e quando apresentavam esta modificação no desenho as coroas não foram submetidas ao teste de fadiga (BONFANTE *et al.*, 2009).

Os dados científicos disponíveis na literatura sobre o desenho ideal tanto para I.Es. metálicas quanto cerâmicas são escassos e as mesmas tem sido construídas arbitrariamente (MARCHACK *et al.*, 2008). Além disso, são raros os trabalhos científicos que descreveram o papel do resfriamento lento nas peças com I.E. de zircônia, sendo apontado como uma possível solução para o aumento da resistência dessas peças. Em vista dos inúmeros relatos de fraturas coesivas em coroas com I.Es. de Y-TZP é importante conhecer a influência da alteração do seu desenho e do protocolo de resfriamento quando submetidas ao teste de resistência à fadiga através da ciclagem dinâmica, tendo como finalidade aumentar a confiabilidade desse sistema.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 DESENHO DA INFRAESTRUTURA

2.1.1 Infraestruturas metálicas

A friabilidade das porcelanas e o grande número de falhas presentes nas coroas totalmente cerâmicas no início do século XX levou ao desenvolvimento de sistemas que melhorassem sua resistência. O sistema mais conhecido foi a associação de uma estrutura metálica sob a porcelana a fim de diminuir a ação das forças de tração sobre a mesma. Entretanto esse sistema não deve ser construído de forma arbitrária. O metal usado como I.E. deve ser rígido e ter anatomia que proporcione resistência máxima ao sistema, impedindo o desenvolvimento de forças de tração sobre a porcelana. Além disso, a porcelana utilizada deve ter a capacidade de se unir ao metal, proporcionar estética, resistência e saúde periodontal (SHELBY, 1962). O desenho usado na I.E. e sua espessura podem influenciar diretamente na resistência final da coroa metalocerâmica (MUMFORD, 1965).

Boa parte das falhas nas restaurações metalocerâmicas está relacionada com o suporte inadequado da cerâmica de cobertura devido ao desenho inapropriado da I.E.. Existe um consenso na literatura de que o desenho apropriado das I.Es. metálicas devem apresentar: ângulos internos arredondados para evitar zonas de tensão sob a cerâmica de cobertura e os ângulos externos de junção entre os dois materiais em ângulo reto, com a finalidade de evitar transposição entre os materiais; espessura mínima de 0,3 a 0,5 mm (liga básica e de ouro, respectivamente) e rigidez suficiente para não deformar durante a mastigação; fornecer espessura uniforme à cerâmica de cobertura compensando as irregularidades do preparo dental e não apresentar áreas com espessura de porcelana maiores que 2 mm para evitar zonas de concentração de estresse com alto risco de fraturas coesivas. A presença do colar lingual metálico (cinta lingual) e o poste proximal auxilia na rigidez estrutural e no suporte à cerâmica de cobertura, transformando forças de tração e cisalhamento incididas sobre a porcelana em

forças compressivas. Esses requisitos são importantes na resistência final e longevidade do sistema (STRAUSSBERG, KATZ e KUWATA, 1966; HOBO e SHILLINGBURG, 1973; KORNFELD, 1974; MILLER, 1977; STEIN e KUWATA, 1977; MCLEAN, 1980; SHOHER e WHITEMAN, 1983; BERGER, 1989; ROSENSTIEL, LAND e FUJIMOTO, 2002; CRAMER VON CLAUSBRUCH e FAUST, 2003).

Craig, El-Ebrashi e Peyton (1971) conduziram um estudo observando a distribuição de estresse em coroas metalocerâmicas de ligas áureas. Propuseram seis diferentes modelos de desenho de I.Es. no sentido vestibulo-lingual e cinco no sentido mesio-distal. Utilizaram modelos fotoelásticos de plástico com módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, ouro e porcelana. Os resultados mostraram que as restaurações compostas apenas de porcelana transmitiam a maior quantidade de estresse à dentina e a associação da estrutura áurea com cinta metálica transmitia uma quantidade de estresse significativamente menor. Nos modelos no sentido mesio-distal a presença da estrutura metálica simulando o poste proximal mostrou a menor transmissão de estresse quando comparado com os outros modelos. A análise geral dos dados indicou que as restaurações com desenho simulando a presença da cinta lingual e poste proximal ofereceram maior suporte à porcelana e reduziram a transferência de estresse à estrutura de suporte subjacente.

Hobo e Shillingburg (1973) revisaram os materiais e técnicas usadas na confecção de restaurações metalocerâmicas. Segundo os autores há quatro propriedades que podem afetar a longevidade das coroas: (1) adesão entre o metal e a porcelana, (2) a diferença entre o ponto de fusão da liga metálica e da porcelana; (3) diferença entre o coeficiente de expansão térmica (CET) dos dois materiais e (4) a rigidez do metal.

Warpeha e Goodkind (1976) realizaram um estudo no qual uma das variáveis era a avaliação do desenho da I.E. metalocerâmica na resistência final das coroas. Foram propostos 3 desenhos com ângulos internos agudos e arredondados analisados sob o teste de compressão axial na máquina universal de ensaios (velocidade 1,27 mm/min). O grupo com ângulos agudos obteve fraturas mais precoces do que os grupos com ângulos arredondados. Essa característica foi

atribuída pelo aumento de concentrações de estresse ao redor do ângulo agudo, devido a menor área para dissipação quando comparada com os outros dois grupos.

Naylor (1992) destacou a importância da I.E. nas restaurações metalocerâmicas e associou que boa parte das falhas podem estar relacionadas com o descuido no seu desenho. Dentre as diversas funções, as I.Es. auxiliam na adaptação marginal, contorno adequado do perfil de emergência, suporte e fundação estrutural rígida à cerâmica de cobertura, extremamente frágil às deformações e forças de tração. A espessura de 0,3 a 0,5 mm, dependendo do tipo de liga metálica utilizada, é capaz de fornecer resistência às forças flexivas e proporcionar espaço suficiente para a camada estética de porcelana. Universalmente é preconizado que a camada de cerâmica seja uniforme, obedecendo as espessuras de 1 mm no terço cervical e 1,5 mm a 2 mm no terço oclusal para aliar translucidez, anatomia e resistência ideais. Espessuras maiores que 2 mm aumentam o risco de fraturas coesivas. O enceramento da restauração em seus contornos finais facilita a obtenção do desenho ideal das I.Es., pois através da técnica da escavação é removida a quantidade necessária de cera para a cobertura cerâmica. Com o objetivo de maximizar o suporte cerâmico nos dentes posteriores é prudente confeccionar na estrutura metálica uma cinta lingual de 2 mm de altura estendendo-se para proximal na forma de poste.

As coroas metalocerâmicas tornaram-se muito populares devido à aliança da estética das cerâmicas e a resistência dos metais. Entretanto a presença do colar metálico deixa, em muitas situações clínicas, a região cervical das coroas antiestéticas pela descoloração do tecido periodontal produzindo uma linha escura na região gengival. A demanda estética levou ao desenvolvimento das coroas metalocerâmicas com ombro cerâmico (ULUSOY e TOKSAVUL, 2002). Ulusoy & Toksavul em 2002 conduziram um estudo para avaliar se a redução da extensão da I.E. estava relacionada com a perda da resistência. Foram realizadas 5 propostas de desenho de I.E. divididos em grupos de 5 espécimes na forma do incisivo central superior: grupo 1, coroas metalocerâmicas com colar metálico estendendo-se por toda a face vestibular; grupo 2, coroas com margem vestibular metálica terminando no ângulo axiogengival; grupo 3, coroas com margem vestibular metálica terminando 0,5 mm aquém do ângulo axiogengival; grupo 4, coroas com margem vestibular metálica terminando 1 mm aquém do ângulo axiogengival; e grupo 5, coroas com a

margem vestibular metálica terminando a 1,5 mm aquém do ângulo axiogengival. As coroas foram cimentadas em troquéis metálicos e cicladas termicamente. Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão axial com carga incidida na borda incisal paralela ao longo eixo do dente e velocidade de 1 mm/min até a fratura. A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para comparar as médias de resistência à fratura e o teste Student-Newman-Keuls foi usado para comparações pareadas. Os autores observaram que quanto maior a redução da extensão da I.E., menor era a carga necessária para induzir a fratura. Entre os grupos 1 e 2 não houve diferença estatística, porém eles se diferenciaram estatisticamente dos outros grupos.

2.1.2 Infraestruturas cerâmicas

A natureza friável das porcelanas demanda uma margem de segurança tanto para as I.Es. metálicas quanto para as cerâmicas, já que as propriedades mecânicas das respectivas cerâmicas de cobertura são similares. Do mesmo modo como nas coroas metalocerâmicas, as ceramocerâmicas devem apresentar cinta ou colar lingual de aproximadamente 2 mm de altura e 1 mm de espessura estendendo-se para as regiões proximais. Anatomicamente a I.E. deve ser semelhante ao dente, porém dimensionalmente menor (MCLEAN, 1987).

O avanço científico levou ao desenvolvimento de cerâmicas de alto conteúdo cristalino com elevada resistência flexural. Entretanto, a incorporação desses cristais deixou as cerâmicas mais opacas, destinando o seu uso como alternativas às I.Es. metálicas. A necessidade do uso da cerâmica vítrea de cobertura não exclui das coroas ceramocerâmicas o uso dos mesmos requisitos empregados no desenho das I.E. metálicas. Segundo McLaren (1998) as coroas ceramocerâmicas unitárias aluminizadas na região de molares devem apresentar espessura variando de 0,5 mm na região vestibular a 0,7 mm na região oclusal e lingual e uma estrutura de suporte e reforço para a cerâmica de cobertura como a cinta lingual estendendo-se até a região proximal (1 mm de espessura e 2 mm de altura).

Segundo Sundh e Sjogren (2004), a longevidade das coroas protéticas não depende exclusivamente das propriedades mecânicas da I.E., mas do conjunto das propriedades mecânicas, forma e espessura tanto da I.E. quanto da cerâmica de cobertura. Observaram melhoras na resistência final das coroas ceramocerâmicas de Y-TZP quando eram confeccionadas I.Es. que seguiam a anatomia dentária, uniformizando a espessura da cerâmica de cobertura.

A introdução dos sistemas CAD/CAM com estruturas de alumina e zircônia ajudaram na popularização das coroas ceramocerâmicas. Entretanto, o problema relacionado às fraturas coesivas da cerâmica de cobertura ainda persistem e existem poucos trabalhos científicos sobre o desenho ideal dessas I.Es., sendo construídas arbitrariamente com espessuras insuficientes para promover espaço e uniformidade adequada à cerâmica de cobertura. Segundo Marchack *et al.* (2008) a I.E. deve ser desenhado com o objetivo de minimizar qualquer força danosa incidida sobre a cerâmica de cobertura, extremamente frágil às forças de tração e deformação. Com esse objetivo, além de apresentar alto módulo de elasticidade e espessura suficiente para prover rigidez estrutural sem comprometer a estética, as I.Es devem ser capazes de minimizar os estresses internos e prover suporte à cerâmica de cobertura. Com isso, é prudente utilizar o mesmo desenho de I.E. empregado nas coroas metalocerâmicas, sendo construída uma cinta lingual em zircônia de 2 mm de altura e 1 mm de espessura, estendendo-se até as proximais para maximizar o suporte.

Em um acompanhamento clínico de próteses parciais fixas com I.Es. de zircônia realizado por Tinschert *et al.* (2008), observaram que as falhas mais comuns eram a fratura coesiva da porcelana, chegando a atingir até 15% em apenas 3 anos. Segundo os autores, esse problema possivelmente era oriundo da falta de suporte à cerâmica de cobertura, sendo necessário a construção de I.Es. mais anatômicas impedindo grandes volumes de porcelana e a incorporação de estruturas de suporte.

Bonfante *et al.* (2009) avaliaram através do teste de resistência à fratura por compressão axial a influência do desenho da I.E. nas coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de alumina infiltrada por vidro (In-Ceram). Foram propostos dois tipos de desenho de I.E., um padrão com espessura uniforme de 0,5 mm e outro com a presença da cinta lingual de 2 mm de altura e postes proximais de 3,5 mm de

altura, ambos com 1 mm de espessura. Foram confeccionadas 40 coroas com a forma de um pré-molar superior, sendo divididas igualmente em 4 grupos: coroas metalocerâmicas com e sem modificação de I.E. e coroas ceramocerâmicas com e sem modificação de I.E. As peças foram cimentadas em troquéis metálicos para o teste de compressão axial com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura dos mesmos. Utilizaram como endentador uma esfera de tungstênio de 6,25 mm de diâmetro na fossa central das coroas e observaram que a modificação do desenho da I.E. melhorou a resistência tanto das coroas metalocerâmicas quanto das ceramocerâmicas, sendo que o grupo das metalocerâmicas comportou-se estatisticamente melhor, independente da modificação do desenho. As coroas metalocerâmicas exibiram fraturas envolvendo a interface metal/porcelana e as ceramocerâmicas apresentaram falhas envolvendo tanto a I.E. quanto a cerâmica de cobertura. A modificação da I.E. proporcionou a diminuição da extensão dos danos. Os autores concluíram que a presença da cinta lingual e poste proximal, como estruturas de suporte, se mostraram úteis no aumento da resistência.

A zircônia é atualmente o material cerâmico com as melhores propriedades mecânicas, entretanto, para ser usada no meio bucal e atingir todos os requisitos estéticos é necessário o recobrimento com uma cerâmica vítrea de baixa resistência. Essa cerâmica de cobertura ficará exposta a todos os ciclos mastigatórios e térmicos inerentes do ambiente bucal, podendo levar ao aparecimento de trincas e fraturas ao longo do tempo. Assim como nas coroas metalocerâmicas, a alteração do desenho da I.E. com o objetivo de fornecer maior suporte e uniformidade de espessura à cerâmica de cobertura parece melhorar a resistência dessas restaurações. Essas observações levaram Rosentritt *et al.* (2009) a pesquisarem se a modificação do desenho empregado nas I.Es. de zircônia teria algum efeito na resistência final da restauração. Examinaram quatro tipos diferentes de desenho de I.E. sendo divididos em: I.E. com desenho simples (espessura uniforme de 0,5 mm); I.E. modificada com suporte oclusal mínimo (espessura variando de 0,6-0,8 mm); I.E. com suporte oclusal otimizado (espessura variando de 0,7-1,3 mm); e I.E. com cúspides desenhadas (espessura variando de 0,7-1,3 mm). A espessura final das coroas era de 2,5 mm, portanto a espessura da porcelana variava de 1,2 a 2,0 mm dependendo do desenho da I.E.. As coroas ceramocerâmicas na forma anatômica do elemento 26 foram submetidas a ciclagem

térmica (6000 ciclos à 5 %/55 °C; 2 min/ciclo) e dinâmica ($1,2 \times 10^6$ ciclos com carga de 50 N) antagonizando com uma coroa metalocerâmica na forma de molar. Ao final dos testes observaram fraturas coesivas na cerâmica de cobertura em todos os espécimes, porém em diferentes escalas dependendo do desenho empregado. O pior cenário foi observado na I.E. com desenho simplificado. A modificação do desenho da I.E. criando suporte anatômico para as cúspides não foi capaz de impedir a fratura coesiva, mas proporcionou suporte, uniformizou a camada de cerâmica e reduziu significativamente o número e a extensão das falhas.

Lorenzoni *et al.* (2010) avaliaram a resistência à fadiga através da ciclagem dinâmica em relação à modificação do desenho da I.E. de coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de alumina infiltrada por vidro e zircônia (Y-TZP). Um primeiro molar inferior de manequim odontológico foi preparado para coroa total e replicado em resina composta de módulo de elasticidade similar ao da dentina. Para cada grupo de coroas propuseram dois desenhos de I.E., um desenho padrão cuja I.E. apresentava espessura uniforme de 0,5 mm e um desenho modificado com a presença de estruturas de suporte (cinta lingual de 2 mm de altura e poste proximal de 3,5 mm de altura, ambos com 1 mm de espessura e o restante com espessura uniforme de 0,5 mm). Com o objetivo de padronizar a aplicação da cerâmica de cobertura em 1 mm nas paredes axiais e 1,5 mm na superfície oclusal utilizaram uma matriz guia. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso em suas respectivas réplicas de resina composta e realizado o teste de resistência à fadiga em água (37 °C) com carga variando de 30-300 N até 10^6 ciclos, sendo utilizado um endentador metálico esférico (raio de 3,18 mm). Os resultados mostraram altos níveis de resistência à fadiga nas coroas metalocerâmicas, não havendo diferença estatística entre os desenhos propostos. As restaurações de alumina e Y-TZP, independente do desenho proposto, apresentaram resistências semelhantes, entretanto as coroas de Y-TZP com modificação da I.E. mostraram resistência estatisticamente similar ao grupo metalocerâmico com e sem modificação. Independentemente dos resultados estatísticos a análise das falhas mostrou algumas peculiaridades entre os grupos. As coroas de alumina foram as únicas que apresentaram fraturas catastróficas (envolvendo I.E. e cerâmica de cobertura). Apesar das excelentes propriedades mecânicas das I.Es. de Y-TZP, elas não foram capazes de impedir os danos internos e as fraturas na cerâmica de

cobertura. Entretanto, as coroas de Y-TZP com desenho modificado apresentaram fraturas coesivas na porcelana de cobertura menos extensas quando comparadas com as Y-TZP de desenho padrão, o que se traduz na possibilidade de reparo coronário ao invés da sua completa substituição. Nas coroas metalocerâmicas houve a ausência de fraturas coesivas da cerâmica de cobertura, porém as trincas internas atingiam a I.E. e talvez a continuação da ciclagem poderia induzir a fratura da porcelana.

Silva *et al.* (2011) avaliaram a resposta frente a fadiga de coroas ceramocerâmicas de Y-TZP de molares inferiores com e sem modificação de desenho da I.E. Os desenhos de I.E. propostos foram: desenho padrão ($n = 17$), I.E. de Y-TZP com espessura uniforme de 0,5 mm; desenho modificado ($n = 17$), espessura uniforme de 0,5 mm acrescido de 1 mm de espessura nas áreas proximais e uma margem cervical de 2,5 mm de altura na lingual a qual se estendia para proximal. A aplicação da cerâmica de cobertura compatível com o sistema foi realizada com o auxílio de matrizes de silicone. As coroas foram cimentadas em troquéis de resina composta por apresentarem módulo de elasticidade similar ao da dentina humana. Realizaram o ensaio de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água sob 3 diferentes perfis (leve, moderado e agressivo). A carga variava de 50 a 800 N e o número de ciclos em 190 mil, 180 mil e 150 mil para os perfis leve, moderado e agressivo, respectivamente. A maior diferença entre os perfis estava na taxa de aumento de carga até chegar ao carregamento máximo, na qual o perfil leve necessitava de mais tempo de ciclagem para atingir a carga máxima de 800 N. O endentador metálico utilizado apresentava diâmetro de 6,25 mm e deslizava sobre a superfície oclusal imitando o movimento mastigatório. A análise estatística de Weibull mostrou que a fadiga foi o principal catalizador dos danos em ambos os grupos e que a confiabilidade da modificação do desenho se mostrou estatisticamente superior quando comparada com o desenho padrão. A magnitude das fraturas do grupo padrão envolvia fraturas coesivas da cerâmica de cobertura em grandes porções das cúspides, estendendo-se até as regiões proximais e cervicais; a modificação da I.E. não foi capaz de impedir as fraturas, mas estas, quando ocorriam, apresentavam-se menos volumosas.

2.2 COEFICIENTES DE EXPANSÃO TÉRMICOS E DESENVOLVIMENTO DE ESTRESSE RESIDUAL

A confecção de coroas ou próteses parciais fixas, tanto metalocerâmicas quanto ceramocerâmicas, envolvem inúmeros ciclos térmicos. Esse aumento da temperatura além do ponto de fusão e a forma de resfriamento do material geram influências diretas nas propriedades e resistência final.

A união de dois materiais quimicamente e fisicamente distintos, como metal e cerâmica, requer uma certa compatibilidade para que não haja comprometimento da resistência pela formação de altos níveis de estresse residual (MILLER, 1977).

O desenvolvimento do estresse residual nas estruturas metalocerâmicas ocorre devido à diferença nos CETs do metal e da porcelana. Uma ligeira diferença nos CET desses dois materiais (CET do metal ligeiramente maior do que o da porcelana) é bem vinda para a formação de pequenos gradientes residuais de estresse compressivo. Coffey *et al.* (1988) analisaram se a taxa de resfriamento e diferença entre os CETs do metal e porcelana tem influência na resistência flexural nas estruturas metalocerâmicas. Foram utilizadas barras metálicas de níquel cromo (CET = 14×10^{-6} /°C entre 25-500 °C) com dimensões de 0,6 x 7 x 30 mm cobertas com cerâmica opaca com diferentes graus de CET, sendo divididos em: grupo cerâmico de baixa contração (CET = $12,1 \times 10^{-6}$ /°C entre 25-500 °C), grupo cerâmico de contração mediana (CET = $12,6 \times 10^{-6}$ /°C entre 25-500 °C) e grupo cerâmico de alta contração (CET = $14,2 \times 10^{-6}$ /°C entre 25-500 °C). Todos os grupos foram subdivididos em resfriamento rápido e lento. O resfriamento rápido consistia na remoção da peça do forno imediatamente após a sinterização deixando-a sobre a bancada. No resfriamento lento a peça era mantida no forno fechado até a temperatura atingir 25 °C. As barras foram submetidas ao teste de compressão axial até a fratura da cerâmica (velocidade de 0,2 mm/min). Os autores puderam observar que: (1) o grupo cerâmico de alta contração apresentou as menores médias de resistência, independente do tipo de resfriamento empregado; (2) o resfriamento lento, quando analisado separadamente, diminuiu significativamente a resistência; (3) a análise conjunta dos dois critérios somente revelou diferença estatística no

grupo cerâmico de baixa contração. A análise de elemento finito dos grupos resfriados lentamente demonstrou formação de estresse do tipo tração ao longo da interface da cerâmica de alta contração, enquanto que nos outros dois grupos cerâmicos observou-se o contrário. O trabalho demonstrou que a indução de estresse compressivo na cerâmica de cobertura pela utilização de CET do metal maior que o da porcelana aumenta a resistência flexural, além disso, o resfriamento lento associado às cerâmicas com CET maiores do que a I.E provocam o desenvolvimento de altos níveis de estresse residuais trativos e diminuição da resistência flexural nos sistemas metalocerâmicos.

Segundo Anusavice *et al.* (1989) o procedimento de têmpera auxilia na melhora da resistência das restaurações metalocerâmicas. Esse processo consiste no resfriamento extremamente rápido da camada superficial da porcelana. O mecanismo de aumento da resistência ocorre quando a camada interna contrai devido a sua solidificação e traciona a camada superficial previamente solidificada pela têmpera provocando um estresse compressivo superficial mais elevado. O estresse residual desenvolvido na cerâmica de cobertura durante o resfriamento nos sistemas metalocerâmicos são influenciados pela: (1) diferença entre os CETs, (2) taxa de resfriamento, (3) condutibilidade térmica, (4) variação da forma e tamanho da estrutura e (5) sítios de concentração de estresse. Os autores analisaram experimentalmente a propagação das trincas sob influência do tipo de resfriamento com diferentes níveis de CETs. Cada espécime (0,5 mm de opaco e 1,5 mm de porcelana em espessura) apresentava uma diferença específica entre o CET do opaco e da cerâmica de cobertura (+3,2 ppm/°C; +0,7 ppm/°C; 0 ppm/°C (controle); -0,9 ppm/°C; -1,5 ppm/°C). Os espécimes foram sinterizados e cada grupo foi subdividido em 3 tipos de resfriamento: RL - resfriamento lento (5 °C/min, abertura do forno 30 °C); RC - resfriamento rápido (resfriamento fora do forno); T - têmpera (jato de ar controlado por 90 s sobre o espécime). Para a determinação da resistência, tenacidade à fratura e nível de estresse residual foi realizado o teste de microdureza Vickers com carga de 4,9 N na cerâmica de cobertura. A análise dos resultados mostrou que as menores trincas estavam nos espécimes submetidos a têmpera. Não foi visto diferença estatística de comprimento de trincas entre os grupos com resfriamento lento e rápido, exceto para o grupo controle que apresentou trincas maiores no resfriamento lento. O tratamento de têmpera induziu

na superfície da cerâmica de cobertura níveis elevados de estresse compressivo, reduzindo significativamente a propagação de trincas superficiais. Por outro lado, o resfriamento lento induziu a formação de baixos níveis de estresse superficiais de contração e nos dois espécimes com diferença de CET positivos o estresse residual foi do tipo tração, o que explica a presença de trincas extensas nesses espécimes. O trabalho apresentou como limitação o uso de espécimes na forma de discos planos compostos apenas de cerâmica opaca e de cobertura. Estudos futuros utilizando formas mais complexas e materiais metalocerâmicos são pertinentes.

Quando a cerâmica é sinterizada sobre o metal há, por menor que seja, uma certa incompatibilidade entre os materiais. A incompatibilidade causa a formação de tensões elásticas fazendo com que a curva de contração do metal promova tensões compressivas na porcelana, aumentando a resistência contra as forças de tração, pois esta deverá inicialmente vencer o estresse compressivo antes de iniciar a falha. Entretanto essa regra deve ser usada com cautela, já que contrações exageradas no metal em relação à porcelana podem causar estresses compressivos tão elevados que levam a falha adesiva na interface e indução de trincas radiais na porcelana (DEHOFF e ANUSAVICE, 1989).

Segundo Asaoka e Tesk (1990) os fatores determinantes na formação do estresse são: CET da I.E. e da cerâmica de cobertura, módulo de elasticidade, taxa de resfriamento, difusão térmica do material, viscosidade da porcelana e dimensão da peça. Dentre esses fatores a diferença entre os CETs da I.E. e da cerâmica de cobertura e a taxa de resfriamento são extremamente importantes na formação dos estresses residuais. Quando a temperatura da porcelana encontra-se acima da faixa de T_g , boa parte do estresse gerado pode ser liberado na forma de relaxamento devido a sua viscosidade. Com o resfriamento e aproximação T_g ocorre a diminuição dessa capacidade de relaxamento e o acúmulo de estresse na estrutura (estresse residual). Em condições normais, a estrutura metalocerâmica resfriada apresenta concentrações de estresse compressivo na superfície, pequenas concentrações de estresse de tração na região de interface (metal/opaco/porcelana) e na camada interna da porcelana observa-se concentrações maiores de estresses de tração. No resfriamento rápido, iniciado em temperaturas acima da T_g , a porcelana não consegue liberar grande parte do estresse gerado, acumulando grandes magnitudes de estresses na forma residual. A formação de estresse

residual compressivo superficial é benéfica do ponto de vista da resistência, devido o caráter opositivo aos estresses trativos exercidos pelas forças oclusais. O campo trativo interno pode indicar uma susceptibilidade à propagação de trincas e falhas se não for bem controlado ou se defeitos internos estiverem presentes. Por isso, os níveis de estresse devem ser bem balanceados, pois se forem insuficientes, a camada externa não resistirá às forças oclusais, e se for excessivo poderá ocorrer formação de estresses trativos internos tão elevados a ponto de causar trincas próximas da zona interfacial. Para tal, a harmonia entre os CETs e a taxa de resfriamento são extremamente importantes para predizer a resistência final do sistema.

Anusavice, Gray e Shen (1991) realizaram um estudo com o objetivo de testar a teoria de que o campo de estresse residual compressivo restringe-se apenas à camada superficial e que internamente a cerâmica apresenta um campo de estresse residual de tração. Teoricamente, a trinca iria propagar-se rapidamente ao atingir essa região de estresse trativo. A hipótese do estudo consistia que a efetividade do estresse compressivo superficial de têmpera na porcelana diminuiria quando as trincas superficiais atingissem as zonas internas de estresse de tração (trincas profundas). Os autores confeccionaram discos de porcelana de 16 mm de diâmetro e 2 mm de espessura ($CET = 13,5 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$) divididos de acordo com o resfriamento em: lento, no qual o forno era mantido fechado até a temperatura ambiente após o seu desligamento e têmpera, no qual os espécimes eram submetidos ao resfriamento súbito com jato de ar (50 psi) durante 90 s. O teste de microdureza Vickers com diferentes cargas e tempos foi utilizado para induzir as trincas e contabilizar os níveis de estresses. Os resultados mostraram que o grupo submetido à têmpera apresentou uma taxa de propagação de trincas menor. Segundo os autores não se observou a presença de trincas extensas e nem a propagação rápida das mesmas, supondo que as taxas de cargas utilizadas pelo estudo não foram suficientes para induzir trincas além do campo compressivo originado pelo processo de têmpera, sendo indicado estudos futuros para comprovação da hipótese proposta.

A efetividade do tratamento de têmpera das cerâmicas está ligado ao CET, temperatura da peça no início da têmpera, condutibilidade térmica do material e a dimensão da peça. Anusavice e Hojjatie (1991) conduziram um estudo com o

objetivo de testar a hipótese de que o estresse residual compressivo gerado para procedimento de têmpera da porcelana pode retardar o crescimento das trincas. Foram preparados discos de porcelana feldspática (16 mm de diâmetro) compostos de 0,5 mm em espessura de porcelana opaca e 1,5 mm de porcelana de corpo. Cada grupo apresentava diferença de CET entre opaco e porcelana (CET opaco – CET corpo) variando de -1,5 ppm/°C; -0,9 ppm/°C; 0 ppm/°C (controle); +0,7 ppm/°C e +3,2 ppm/°C. Cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos: (RL) resfriamento lento, sendo o forno desligado e mantido fechado até a temperatura ambiente após o ciclo de glaze; (RR) resfriamento rápido, com o espécime removido do forno após o glaze na temperatura de 982 °C e resfriado sobre a bancada; (T) têmpera, com o espécime resfriado por 90 s com jato de ar (pressão de 0,34 Mpa) imediatamente após o ciclo de glaze. Para a indução das trincas foi usado o teste de microdureza Vickers com carga de 4,9 N, totalizando 80 endentações por espécime, e a medição do comprimento das trincas foi realizado 45 s e 6 meses após cada endentação a fim de acompanhar o padrão evolucionário das trincas. Os resultados mostraram que os espécimes submetidos a têmpera apresentaram as menores trincas independente da diferença dos CETs. Nenhum procedimento adotado no trabalho foi capaz de impedir o crescimento espontâneo das trincas, segundo a análise realizada 6 meses após o primeiro teste de microdureza, entretanto mesmo após esse período o comprimento das trincas dos espécimes submetidos a têmpera foram menores quando comparados com os outros grupos no mesmo período. A análise quantitativa de estresse residual superficial mostrou formação de elevado estresse compressivo no grupo temperado, o que refletiu no menor comprimento da trincas e quando era associado a diferença de CET positiva com resfriamento lento observou-se formação de estresse de tração superficial. Os autores concluíram que o procedimento de têmpera pode trazer ganhos na resistência da porcelana, entretanto mais estudos considerando formas geométricas mais complexas e associação de materiais de I.E. são necessários para predizer com mais clareza esses benefícios.

Quando são analisados discos compostos apenas de porcelana observa-se a presença de estresse residual compressivo em ambas as superfícies e internamente ocorre a presença de estresse residual de tração. A magnitude desses estresses são diretamente proporcionais à espessura e a taxa de resfriamento, já que quanto mais espesso e mais rápido for o resfriamento maior o estresse. Quando

a magnitude do estresse ultrapassar os valores críticos de resistência, tanto compressiva quanto trativa, ocorrerá formação de trincas e falhas espontâneas (ASAOKA, KUWAYAMA e TESK, 1992).

Dehoff, Anusavice e Vontivillu (1996) analisaram através do teste de microdureza e da análise de elemento finito a influencia da taxa de resfriamento no comprimento das trincas induzidas na superfície da cerâmica de cobertura e o nível de estresse residual gerado em disco metalocerâmicos. Os discos metalocerâmicos eram compostos de 0,3 mm de Níquel-Cromo, 0,5 mm de cerâmica opaca e 2 mm de cerâmica de cobertura. Durante o processo final de sinterização cada disco foi submetido a 1 dos 3 diferentes protocolos de resfriamento propostos: (RL) resfriamento lento realizado com o forno desligado e fechado até a temperatura ambiente; (RR) resfriamento rápido com a peça sobre a bancada e (T) têmpera realizado com um jato de ar comprimido. Os autores encontraram que a média do comprimento das trincas superficiais do grupo T foi significativamente menor que os outros dois grupos. Em relação ao estresse residual na superfície, foi encontrado estresse do tipo tração nos grupos RL e RR, enquanto que no grupo T foi havia estresse compressivo. Entretanto o grupo T apresentava elevados níveis de estresse trativo na camada interna da cerâmica de cobertura. Analisando os dois fatores empregados os resultados mostraram que quanto maior o estresse de tração superficial maior era o comprimento das trincas. Geometricamente as restaurações dentárias são muito mais complexas que os discos usados nesse trabalho. Portanto, técnicas devem ser desenvolvidas para assegurar que falhas causadas por níveis elevados de estresses residuais de tração não ocorram durante o resfriamento.

Enquanto que grande parte das análises de estresse em cerâmicas são baseados em modelos analíticos e espécimes anatomicamente simples, Lenz, Thies e Schweizerhof (2002) observaram por meio de um modelo experimental de anatomia coronária a distribuição da temperatura e estresse durante o resfriamento. Acima da T_g a porcelana apresenta fluidez plástica suficiente para que as deformações geradas não sejam acumuladas na forma de estresse. Entretanto abaixo da T_g a porcelana se solidifica e perde sua capacidade plástica, assim as deformações elásticas resultantes da contração térmica associadas com a diferença entre os CETs da I.E. e porcelana são acumuladas na forma de estresse residual. No caso de grandes diferenças entre os CETs há formação de elevados níveis de

estresse levando à falhas tanto durante a fabricação ou quando a prótese estiver em função. A complexa geometria das coroas impossibilita determinar analiticamente e numericamente as taxas precisas de perda de calor durante o seu resfriamento. Para tal, os autores com o auxílio dos termopares realizaram diversas medidas durante o resfriamento de uma coroa metalocerâmica. Através da distribuição da temperatura em função do tempo foi possível montar gráficos correlacionando a distribuição de temperatura e estresse usando modelos de elemento finito. O resfriamento da coroa partiu da temperatura de 600 °C, ligeiramente acima da Tg (581,7°C). Nesse momento o forno foi aberto e a coroa removida para ser resfriada em contato com o ambiente. Considerando os gradientes de temperatura nesse primeiro tempo foi encontrado que em poucos segundos a temperatura superficial era bem menor que a interna, a medida que o tempo avançava essa discrepância tornava-se cada vez maior. Inicialmente, o estresse superficial desenvolvido foi do tipo tração e internamente foi compressivo, com o decorrer do resfriamento eles inverteram-se e o estresse trativo foi aprisionado na forma de estresse residual próximo da interface da coroa. As zonas de maiores concentração de estresse residual estavam próximos da interface, principalmente na região de ângulos (ângulos mais agudos acumulam maior estresse). Testes realizados em coroas anatomicamente idênticas, mas com I.Es. rigidamente diferentes mostrou a existência de correlação entre rigidez e estresse residual. O uso de ligas com alto conteúdo de ouro (menos rígidas) tem a capacidade de reduzir o estresse residual em até 35%. Portanto, quando são usados ligas básicas (rigidez elevada) associado com grandes diferenças de CETs é preconizado o uso de protocolo de resfriamento lento para evitar formação de grandes magnitudes de estresse residual. O trabalho concluiu que o estresse residual na porcelana é determinado pela diferença entre os CETs da I.E. e porcelana, Tg e rigidez dos dois materiais. Entretanto a quantidade de estresse de transição (formado acima da Tg) que será transformado em residual pode ser controlado pela taxa de resfriamento. Resfriamentos rápidos causam grandes aprisionamentos de estresse, enquanto que resfriamentos lentos promovem o contrário.

Pequenas diferenças entre os CETs, sendo o da I.E. maior do que o da cerâmica de cobertura, leve a formação de estresses residuais compressivos superficiais durante o resfriamento. O estresse residual na cerâmica somente é

desenvolvido abaixo da zona de Tg, acima dela as deformações são compensadas pela viscoelasticidade da cerâmica, não havendo acúmulo de estresse. Portanto, adjunto a diferença entre os CETs o intervalo entre a temperatura de transição vítrea e a ambiente também é considerado como importante fator na formação do estresse residual. Com base nesses dados Fischer *et al.* (2007) desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar a influência da variação do CET e temperatura de transição vítrea das cerâmicas de cobertura aplicadas sobre I.E. de zircônia, titânio e ouro. As I.Es. no formato de canino superior padronizado foram confeccionadas nos materiais propostos, e os grupos foram divididos segundo a cerâmica de cobertura utilizada. O grupo da zircônia foi subdividido em: IPS e.max ceram, Cerabien ZR, Lava Ceram, Zirox, Rondo Zircônia, VM9, Triceram. O grupo com I.E. de titânio foi subdividido em: Triceram e Vita Titan. O grupo do ouro (controle) utilizou a cerâmica VM13. Os valores das temperaturas de transição vítrea, CETs de cada material e a diferença entre eles estão descritos nas tabelas 2.1 e 2.2.

Tabela 2.1 - Temperatura de transição vítrea das cerâmicas de cobertura utilizadas

Cerâmica de cobertura	Tg (°C)
IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent)	759
Cerabien Zr (Noritake)	832,6
Lava Ceram (3M ESPE)	821
Zirox (Wieland)	849
Rondo Zircônia (Nobel Biocare)	845
VM9 (VITA)	876,9
Triceram (Dentaurum)	830,7
Vita Titan (VITA)	Não fornecido
Vm13 (VITA)	Não fornecido

Tabela 2.2 - Valores das diferenças entre os CETs ($\mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$) das I.Es. e as respectivas cerâmicas de cobertura utilizadas no trabalho ($\Delta\text{CET} = \text{CET I.E.} - \text{CET Porcelana}$). Os valores entre parênteses são os CETs dos respectivos materiais.

	Ouro (14)	Titânio (9,8)	Zircônia (10,8)
IPS e.max (10,4)	-	-	0,4
Cerabien Zr (9,9)	-	-	0,9
Lava Ceram (9,9)	-	-	0,9
Zirox (9,8)	-	-	1
Rondo Zircônia (9,7)	-	-	1,1
VM9 (9,3)	-	-	1,5
Triceram (8,7)	-	1,1	2,1
Vita Titan (8,5)	-	1,3	-
Vm13 (13,2)	0,8	-	-

Os autores realizaram o teste de resistência à fratura com endentador de 9 mm de diâmetro posicionado na região palatina do espécime sob o ângulo de 45° em relação ao longo eixo da coroa sob a velocidade de 1 mm/min. Os autores observaram mínimos efeitos no ganho da resistência nas variações do CET da cerâmica de cobertura sobre a zircônia, não apresentando diferença estatística entre eles, mas os valores foram estatisticamente menores quando comparados com o grupo do ouro. Contudo, os valores de resistência à fratura mostraram uma correlação linear diretamente proporcional com a diferença dos CETs e a Tg. Os resultados indicaram que o estresse residual compressivo superficial gerado pela diferença entre os CETs e altos valores de Tg foram benéficos na resistência. Entretanto, níveis elevados de estresse podem ultrapassar os valores críticos de resistência da cerâmica de cobertura e comprometer a resistência.

O efeito do estresse residual nas estruturas de zircônia não é totalmente conhecido. Segundo Taskonak *et al.* (2008), o estresse residual nas cerâmicas pode ser causado pela taxa de resfriamento e diferença entre os CETs de seus componentes. A formação desse tipo de estresse ocorre devido a natureza viscoelástica das cerâmicas e podem ser usados em benefício da resistência na forma de estresse residual compressivo. Os autores citados realizaram um estudo com objetivo de observar se através de tratamentos térmicos diferenciados haveria formação de campos de estresse compressivo em estruturas compostas de Y-TZP e cerâmica de cobertura. Utilizaram discos de 16 mm de diâmetro com espessura de 0,6 mm de Y-TZP e 1,0 mm de cerâmica de cobertura compatível com o sistema utilizado (LAVA – 3M ESPE). Os discos foram separados em grupos de acordo com o tratamento térmico: (1) 40 °C abaixo da Tg; (2) na Tg; (3) 20 °C acima da Tg; (4) 40 °C acima da Tg; e (C) grupo controle composto de discos apenas de cerâmica de cobertura tratado termicamente na Tg. Todos os grupos, como exceção do grupo C, que foi resfriado lentamente, foram subdivididos em resfriamento lento e rápido. Para a determinação do estresse residual foi utilizado o teste de resistência flexural biaxial em anel, sendo o espécime posicionado com a porcelana voltada pra baixo, sobre um anel de 10,6 mm de diâmetro e sobre o espécime era posicionado outro anel de 4,6 mm de diâmetro, o qual era carregado a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. Com base nos valores necessários para a fratura o estresse residual foi calculado por meio de modelos analíticos. Os resultado da resistência flexural

mostraram que os espécimes do grupo 2 e 3 resfriados rapidamente apresentaram resistência significativamente maior do que o controle e que todos os espécimes submetidos ao resfriamento lento apresentaram resistência estatisticamente menor; os grupos 1 e 4 resfriados rapidamente não diferenciaram estatisticamente do controle. Os espécimes resfriados rapidamente apresentaram a formação de estresse compressivo, enquanto os resfriados lentamente apresentaram estresse do tipo tração, indo da magnitude compressiva de -21 MPa (grupo 3) à de tração de +19 MPa (grupo 2). Parte da magnitude do estresse gerado pode ser explicado pela viscosidade e movimentação molecular da porcelana sob altas temperaturas. Em temperaturas menores que a T_g a viscosidade do vidro é alta e a movimentação molecular é lenta, portanto o vidro necessita de mais tempo para se estabilizar. Em temperaturas acima da T_g a viscosidade é menor e a estabilização é mais rápida, induzindo relaxamento. Perto da T_g a porcelana não se estabiliza tão rapidamente quanto em elevadas temperaturas. Aliado a esse fator a taxa de resfriamento irá auxiliar no desenvolvimento do estresse residual. O trabalho mostrou que o controle cuidadoso da taxa de resfriamento pode ser usado para desenvolver os níveis de estresse residual de compressão e/ou tração em sistemas compostos de Y-TZP revestidos por porcelana.

Segundo Fischer, Stawarczyk, et al. (2009) o estresse originado pela diferença entre os CETs da I.E. e da cerâmica de cobertura são formados durante o resfriamento quando temperaturas que não permitem mais o estado de fluidez plástica são atingidas. Portanto, a faixa de temperatura que vai da T_g até a temperatura ambiente é o principal ponto de formação de estresse. Em seu trabalho os autores testaram a hipótese de que diferentes CETs de cerâmicas de cobertura aplicadas sobre I.Es de zircônia podem influenciar na resistência à fratura das cerâmicas de cobertura. Eles confeccionaram 70 coroas padronizadas de zircônia revestidas com cerâmica de cobertura na forma de canino superior. As I.Es. foram divididas em 7 grupos de acordo com cada tipo diferente de cerâmica de cobertura, sendo 5 específicas para aplicação sobre zircônia, uma para alumina e uma para metalocerâmica. Essa última tinha o objetivo de gerar estresse térmico elevado. Após cimentados em troquéis metálicos com ionômero de vidro as coroas foram carregadas na máquina universal de ensaio com o endentador posicionado na superfície palatina (angulação de 45° com o longo eixo do troquel) e velocidade de 1

mm/min até a fratura. Os resultados mostraram uma forte correlação entre propriedades térmicas das diferentes cerâmicas de cobertura aplicadas e as cargas necessárias para fratura. Os espécimes que apresentaram CET da cerâmica de cobertura ligeiramente menor do que a zircônia tiveram as maiores resistência à fratura segundo a metodologia aplicada, comprovando a hipótese de que CET da porcelana deve ser ligeiramente menor do que da I.E.. Contudo o uso de CET muito menores do que a da zircônia, como foi o caso da cerâmica indicada para alumina, levou a baixa resistência à fratura provavelmente devido a formação de estresse compressivo além dos valores críticos de resistência da porcelana. Em contrapartida o uso de CET maiores do que o da zircônia, como o caso da cerâmica indicada para os sistemas metalocerâmicos e em uma cerâmica específica para zircônia, levou a formação de estresse do tipo tração com formação de trincas espontâneas e fraturas coesivas. Portanto, níveis de estresse elevados podem comprometer a resistência final das restaurações.

Swain (2009) explorou e identificou através de modelos analíticos as propriedades e processos chaves que resultam na formação de estresse residual nas cerâmicas de cobertura sobre alguns tipo de I.Es. e sua associação com a presença de trincas instáveis e fraturas precoces induzidas por contato. Para simplificar o processo foram considerados apenas modelos simples que apresentavam duas combinações diferentes: (1) I.E. e cerâmica de cobertura apresentavam 0,5 mm de espessura, (2) I.E. de 1 mm e cerâmica de cobertura com 3 mm de espessura. Os resultados analíticos foram aplicados à atual gama de materiais restauradores usados nas coroas e próteses fixas para identificar quais materiais são mais susceptíveis a formação de elevados níveis de estresse residual e trincas instáveis. É preconizado que nas coroas e próteses fixas o CET da I.E. deve ser ligeiramente maior do que o da porcelana para que haja o desenvolvimento de estresse residual compressivo superficial. Entretanto, sua formação é compensada por um estresse residual de tração interno após o resfriamento. Esse estresse compressivo corresponde apenas a 16% do total da espessura superficial, e o desgaste dessa superfície causado pelo contato oclusal ou, até mesmo, o ajuste oclusal da prótese após a cimentação com brocas pode expor a camada subsuperficial sob estresse residual de tração facilitando a propagação das trincas. Em relação ao resfriamento, quando o material está em altas temperaturas e a

temperatura do ambiente muda, o calor tende a passar através dele para se igualar à temperatura do novo ambiente. O fluxo de calor é dependente da condutibilidade e difusibilidade térmica e da espessura do espécime. Em espécimes simples, compostos apenas de um elemento o fluxo de calor tende a ser uniforme em ambas as superfícies, mas quando são considerados estruturas compostas por elementos diferentes, como as coroas protéticas, o fluxo de calor tende a fluir pelo material com maior condutibilidade térmica e o material com menor condutibilidade e difusibilidade armazena grandes quantidades de calor nas camadas internas. O estudo observou que a aliança de níveis elevados de diferença de CETs da I.E. com a porcelana, baixa condutibilidade e difusibilidade térmica e taxas de resfriamento rápida tem o poder de gerar grandes quantidades de estresses residuais compressivos e trativos. A Y-TZP, diferentemente da alumina e dos metais, apresenta baixa condutibilidade e difusibilidade térmica, o que favorece o aprisionamento excessivo de calor em seu interior e dificulta o processo de resfriamento interno, e mesmo sem apresentar grandes diferenças entre o seu CET e da porcelana, a sua baixa condutibilidade térmica foi capaz de gerar níveis exacerbados de estresse trativo residual interno na cerâmica de cobertura, levando ao aparecimento de trincas instáveis e presença de fraturas coesivas quando as trincas superficiais originadas por contato são capazes de ultrapassarem o campo compressivo superficial. Os menores níveis de estresse foram encontrados na alumina associada com a porcelana devido a baixa diferença entre os CETs e a alta condutibilidade e difusibilidade térmica. Esses resultados foram confirmados com teste de microdureza. O autor propõe, por meio de uma formula matemática, o uso de taxas de resfriamento mais lentas quando são utilizadas I.Es. com pouca condutibilidade e difusibilidade térmica.

Dehoff e Anusavice (2009) avaliaram por meio da análise de elemento finito o estresse de transição e residual em 7 diferentes geometrias compostas de I.Es. de dissilicato de lítio revestidas com cerâmica de cobertura. As porcelanas apresentavam CET termicamente compatível e incompatível com a I.E., sendo que cada uma constituía um grupo. As geometrias utilizadas foram: barra, disco, cilindro, esfera, incisivo central, molar e uma prótese parcial fixa de 3 elementos. A análise de elemento finito demonstrou que o estresse residual presente na coroa de molar e na prótese parcial fixa foram maiores quando comparados com os elementos de geometria simples e as maiores áreas de concentração de estresse residual de

tração foi na região interfacial. O trabalho forneceu evidência suficiente de que uma pequena faixa de diferença entre os CET da I.E. e da porcelana deve ser estabelecida com o valor do CET da I.E. ligeiramente maior (entre +0,8 a +1,02). Altos valores de diferença de CET foram ligados a grandes concentrações de estresse residual, e esses às falhas. Os espécimes com geometria simples podem ser usados no auxílio da determinação dos efeitos das variáveis como: espessura, taxa de resfriamento, carregamento e propriedades do material, mas no final apenas o serviço a longo prazo poderá validar a eficácia clínica do sistema.

Alguns fatores no processo de sinterização da cerâmica, como o comportamento desuniforme sob altas temperaturas e formas geométricas irregulares dificultam a determinação da distribuição e a quantificação do estresse residual experimentalmente. Além disso, as cerâmicas de cobertura apresentam comportamento elástico linear entre a temperatura ambiente e a T_g , viscoelástico entre a T_g e a temperatura de amolecimento, e entre a temperatura de amolecimento e de fusão há comportamento viscoplástico. O desenvolvimento de estresse residual trativo pode ser um risco para a aplicação clínica, pois magnitude excessiva pode levar a falhas e fraturas quando forças oclusais são sobrepostas. O estresse de transição, que aparece durante o resfriamento, também tem importância na formação da trincas e falhas (ARMAN *et al.*, 2009).

Komine *et al.* (2010) avaliaram o efeito das taxas de resfriamento no processo de glaze na resistência de união pelo teste de cisalhamento entre a cerâmica de cobertura e a Y-TZP. Confeccionaram 48 discos de Y-TZP, sendo divididos em 3 grupos segundo a aplicação da porcelana: (1) Cerabien Zr, (2) IPS e.max Ceram e (3) Super Porcelain AAA. As duas primeiras são porcelanas compatíveis com o sistema, a última é específica para sistemas metalocerâmicos. Os valores dos CETs e a diferença entre o CET da Y-TZP e das cerâmicas de cobertura aplicadas estão expressas na tabela 2.3. Cada grupo foi subdividido em dois diferentes resfriamentos: 0 min (remoção do forno imediatamente após a queima a 910 °C) e 4 min (abertura do forno 4 min após o desligamento do aquecimento a 910 °C). Os espécimes revestidos pela Super Porcelain AAA apresentaram índices extremamente baixos de resistência, a submissão do resfriamento 0 min originou falhas do tipo mista (adesiva e coesiva), mas os resfriamento de 4 min induziu a delaminação da cerâmica de cobertura. Em todos os

outros espécimes notaram falhas do tipo coesivo da cerâmica de cobertura. A alteração do resfriamento não diminuiu a resistência de união da Y-TZP com as cerâmicas compatíveis, sendo que no grupo da IPS e.max Ceram o resfriamento de 4 min melhorou a relação entre as estruturas.

Tabela 2.3 - Valores das diferenças entre os CETs ($\times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$) das I.Es. e as respectivas cerâmicas de cobertura utilizadas no trabalho ($\Delta\text{CET} = \text{CET Y-TZP} - \text{CET Porcelana}$). Os valores entre parênteses são os CETs dos respectivos materiais.

Cerâmicas de cobertura	Y-TZP (10,5) ΔCET
Cerabien Zr (9,1)	+1,4
IPS e.max Ceram (9,5)	+1
Super Porcelain AAA (12,4)	-3,9

Baseados no cenário atual de que a baixa condutibilidade térmica da Y-TZP é uma das responsáveis pelo aumento do risco a falhas precoces devido a formação de elevados níveis de estresse residual na cerâmica de cobertura aplicada sobre ela Rues *et al.* (2010) observaram a influência da modificação do protocolo de queima adicionando uma nova fase de resfriamento ao final do ciclo de sinterização e glaze. O objetivo do estudo foi de investigar o efeito de diferentes processos de resfriamento na incidência de fraturas coesivas da cerâmica de cobertura em coroas de incisivos centrais superiores. Confeccionaram I.Es. de Y-TZP com 0,4 mm de espessura, as quais foram divididas em dois grupos segunda a cerâmica de cobertura aplicada: (1) Cercon Ceram Kiss e (2) Cercon Ceram Love. Os 2 grupos foram divididos em 3 subgrupos correspondendo ao protocolo de resfriamento alterado: (R1) queima convencional (forno era aberto após o tempo de glaze à temperatura de 800 °C), (R2) tempo extra de 6 min de resfriamento após o tempo de glaze e (R3) tempo extra de 6min de resfriamento após o tempo de sinterização da dentina e do glaze. Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à fadiga, ciclagem térmica e resistência à fratura. O ponto de aplicação da carga dos testes mecânicos foi marcado a 1,3 mm de distância da borda incisal com a angulação de 90° em relação a superfície. A alteração do protocolo de resfriamento levou a melhora da performance das coroas nos testes realizados, mas somente para a cerâmica de cobertura Cercon Ceram Kiss a melhora foi estatisticamente significativa. Os autores recomendaram a alteração de protocolo apenas no

processo de glaze devido a ausência de diferença estatística entre os dois protocolos propostos e por poupar mais tempo laboratorial em relação ao terceiro método adotado.

Guazzato *et al.* (2010) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o desenvolvimento de trincas espontâneas em cerâmicas de cobertura sobre I.Es. de Y-TZP resultantes de estresses térmicos induzidos pela geometria, espessura da porcelana e taxa de resfriamento. A hipótese testada foi que a incidência de trincas iria aumentar na presença do resfriamento rápido da porcelana e da espessura. Duzentas e vinte esferas de Y-TZP (7,8 mm de diâmetro) foram revestidas com porcelanas compatíveis com o sistema. Foram utilizadas 5 tipos de cerâmica de cobertura (Nobel Rondo, ICE, Cerabien Zr, ZI-F, VM9). Os grupos foram divididos de acordo com as cerâmicas de coberturas aplicadas e subdivididos de acordo com o protocolo de resfriamento aplicado (indicado pelo fabricante ou rápido) e a quantidade da cobertura (1,5 g ou diâmetro final de 11,5 mm e 2,5g ou diâmetro final de 14,8 mm). O resfriamento rápido consistia na completa remoção das esferas do forno imediatamente após o tempo de manutenção no forno da segunda sinterização, deixando-as resfriar sobre a bancada. Os espécimes foram examinados à procura de trincas em microscópio (magnificação 10x) e luz ultravioleta. Os autores observaram que tanto o aumento da espessura quanto o resfriamento rápido estão correlacionados com o aumento das trincas. As trincas percorriam paralelamente a superfície provocando, em alguns casos, fraturas coesivas sem expor a I.E.. O estudo suporta o conceito de que a diferença entre os CETs da I.E. e da porcelana, taxa de resfriamento e espessura da porcelana são extremamente relevantes no desenvolvimento das fraturas coesivas encontradas nas próteses com I.E. de Y-TZP.

Até hoje, grande parte dos estudos sobre desenvolvimento de estresse nas próteses dentárias são realizados sob modelos matemáticos de estruturas anatomicamente simples. Um dos desafios encontrados por esses modelos é a quantificação do comportamento viscoelástico da cerâmica no intervalo da transição vítrea, onde as propriedades termofísicas como o CET, zona de transição vítrea e viscosidade tem grande influência na formação do estresse residual. O estudo de Mainjot *et al.* (2011) tentou adaptar um método de medição de estresse residual largamente utilizado no meio industrial para quantificar o estresse formado em

estruturas ceramocerâmicas de zircônia e metalocerâmicas comumente utilizadas no meio odontológico. O método das perfurações (*hole-drilling*) associado com os *Strain Gages* foi utilizado para esse fim. Discos de Y-TZP e de liga de cobalto cromo foram fabricados com 20 mm de diâmetro e 1 mm de espessura. Eles foram revestidos com cerâmicas de cobertura (2 mm de espessura) compatíveis com cada sistema. Após o acabamento e polimento dos espécimes, realizaram o glaze com o forno sendo aberto após o tempo de manutenção de 6 min a 900 °C e os espécimes removidos da bandeja do forno quando o mesmo atingiu 200 °C. Para a leitura dos dados foram utilizados 6 *Strain Gages*, com as leituras sendo coletadas durante as perfurações e 10min depois. Os dados foram usados em cálculos quantitativos de estresse. Tanto os espécimes com I.E. de zircônia e metal apresentaram o mesmo perfil de distribuição de estresse, sendo compressivo superficialmente, trativo por volta de 0,5 a 1 mm de espessura e compressivo próximo da interface. Comparando os dois elementos testados, o estresse compressivo nos espécimes de Y-TZP foram mais exacerbados, enquanto que os estresses trativos foram similares. O trabalho confirmou a distribuição de estresse encontrada pelos modelos analíticos descritos na literatura. Entretanto, são necessários mais estudos em relação ao comportamento mecânico das estruturas ceramocerâmicas de Y-TZP focando a influência de cada parâmetro formador de estresse residual, como: a espessura da cerâmica de cobertura, diferença entre os CETs e taxa de resfriamento.

2.3 CARACTERÍSTICAS DAS FALHAS

O estudo morfológico superficial da fratura é chamado de fractografia. A fratura é resultante dos eventos relacionados com o início e a propagação das trincas. As falhas produzem características na cerâmica que revelam o ponto inicial da trinca e sua direção de propagação. Durante o processo de fratura a energia associada com o carregamento mecânico deve ser convertida em parte para a criação da superfície de falha. Geralmente as trincas estão associadas a defeitos de processamento como aspereza superficial, porosidade, bolhas, inclusão de impurezas e defeitos inerentes ao material e também estão relacionadas com o

tamanho das partículas, estresse residual e presença de micro-trincas (KELLY, CAMPBELL e BOWEN, 1989).

Inerentemente as restaurações cerâmicas falham em função. O mecanismo básico de fratura relaciona-se ao fato de que falhas existentes no interior da cerâmica propagam-se até atingir tamanhos críticos quando submetidas ao carregamento apropriado. As trincas tem velocidade lenta de propagação até quando sua magnitude não ultrapassar o limite de tenacidade a fratura da cerâmica. A partir desse momento a trinca torna-se instável e sua velocidade de propagação aumenta e a trinca passa de um estado estável para o instável. A força requerida para a propagação está em função do tamanho da falha existente, do número e da distribuição das falhas e da tenacidade a fratura do material (KELLY *et al.*, 1990).

O estudo das falhas clínicas fornece informações importantes para melhorar a resistência dos componentes e também para validar os testes laboratoriais. Contudo, os dados laboratoriais, em sua maioria, não consideram todos as variáveis inerentes do ambiente clínico, como a corrosão química em ambiente aquoso, influência do estresse de incompatibilidade entre os CETs dos materiais e o acúmulo de danos causado pelo carregamento cíclico da mastigação (KELLY, TESK e SORENSEN, 1995).

Grande parte das fraturas ocorridas nas próteses dentárias se devem à fadiga. Ela é um modo de fratura na qual a estrutura é submetida a carregamentos repetidos de pequena magnitude que, sozinhos, não seriam capazes de causar dano. Esse carregamento produz micro-trincas nas áreas de estresse levando a propagação lenta das trincas e enfraquecimento estrutural. A fratura é resultante do ciclo final de carga que excede a capacidade de resistência mecânica do material. Falhas pré-existentes no material podem aumentar a concentração de estresse em determinadas regiões e diminuir a resistência local. O ambiente aquoso também tem um papel importante na fadiga pois as moléculas de água reagem com a rede de silicato da porcelana formando terminais hidroxila ligados ao silício. Como os terminais hidroxila não se ligam entre si, há formação de falhas na cerâmica. A maioria das falhas mecânicas ocorridas clinicamente são atribuídas a fraturas após anos de serviço, sem relação com um episódio agudo de sobrecarga. Os trabalhos experimentais devem ser baseados na caracterização dos materiais e estruturas por

intermédio da ciclagem dinâmica com, no mínimo, 10^6 ciclos para obter resultados de fadiga mais próximos do ambiente clínico (WISKOTT, NICHOLLS e BELSER, 1995).

Segundo Lawn, Deng e Thompson (2001) As cerâmicas são friáveis e suscetíveis a falhas prematuras, principalmente quando são submetidas a carregamentos repetidos em ambiente úmido. Na prática, as coroas ceramocerâmicas são compostas por uma camada estética frágil de porcelana e uma I.E. cerâmica reforçada capaz de promover suporte para a camada superior. As coroas protéticas estão sujeitas a inúmeros esforços funcionais e parafuncionais que causam danos estruturais. O entendimento e a caracterização das falhas por meio de testes laboratoriais que simulam o ambiente bucal é muito importante na análise da resistência e longevidade de cada sistema. Os danos somente são formados quando o carregamento ultrapassa o limite de resistência elástico da cerâmica; a partir desse ponto há formação de trincas superficiais do tipo cone (*cone crack*), com origem na área de endentação e a deformação de quasi-plasticidade (*quasiplastic mode*), que são micro-trincas coalescentes sob a zona de endentação. Distante da área de endentação podem ser observadas trincas radiais (*radial cracks*), tendo sua origem na superfície inferior da cerâmica devido a zona de tração formada pela flexão da estrutura durante o carregamento. As trincas radiais são mais agressivas e geralmente levam a fraturas catastróficas (fratura tanto da I.E. quanto da cerâmica de cobertura). A extensão e a agressividade das trincas são associadas com a falta de suporte adequado para a porcelana.

Lawn, Deng, Lloyd, *et al.* (2002) observaram que formação das trincas do tipo cone são dependentes do raio do edentador, tenacidade a fratura e a dureza do material. As trincas radiais, responsáveis pelas fraturas catastróficas, são dependentes da espessura e resistência flexural. Materiais com elevada resistência como a Y-TZP (1450 MPa) são menos susceptíveis a esse tipo de fratura catastrófica quando comparado com a alumina (500 MPa) ou até mesmo a porcelana (130 MPa), podendo ser um excelente suporte para a frágil cerâmica de cobertura utilizada nas coroas protéticas.

A sobrevivência clínica das coroas ceramocerâmicas é uma combinação complexa de fatores como as propriedades mecânicas do material e os danos

causados pelos procedimentos laboratoriais e clínicos (usinagem, desgastes, jateamento e carregamento cíclico oclusal). Zhang *et al.* (2006) avaliaram a relação da presença de danos pré-existent nas estruturas de alumina e Y-TZP com a resistência do material quando submetidas a ciclagem dinâmica. Eles utilizaram placas de 20x20x6 mm cimentadas em um substrato de policarbonato. Antes da cimentação cada grupo foi submetido a um tipo de tratamento diferente: jateamento com óxido de alumínio, nano-endentação e endentação com esfera de carbureto de tungstênio de 4 mm a 3000 N. Espécimes polidos e sem qualquer dano foram utilizados como controle. Os danos foram capazes de reduzir em 20 e 30% a capacidade de resistir à formação de falhas na alumina e na Y-TZP, respectivamente, não havendo diferença estatística entre os tipos de danos. As micro-trincas geradas pelo pré-tratamento neste estudo foram muito pequenas para iniciar uma falha ou degradar a resistência, entretanto a presença do carregamento cíclico faz com que elas se propagem e agrupem formando trincas maiores capazes de originar falhas mais severas.

No mesmo ano Scherrer *et al.* (2006) avaliaram qualitativamente as superfícies fraturadas de vidros cerâmicos e coroas ceramocerâmicas. Observaram que as falhas podem ser resultantes da anatomia deficiente das coroas, de defeitos de fabricação ou da indução localizada de tensões. Defeitos pré-existent nas restaurações cerâmicas ou desgastes provenientes da função bucal podem enfraquecer a estrutura dando início ao processo de fratura. O exame que engloba a observação das superfícies fraturadas é chamado de fractografia. Ele é fundamentado na observação das características resultantes da interação da propagação das trincas e os campos de tensões com a microestrutura do material. As marcas deixadas pelas trincas auxiliam na determinação da origem e propagação da linha de fratura. As marcas mais comuns são: *mirrors*, *mist*, *hackle*, *wake-hackle*, *twist hackle*, *arrest lines* e *compression curl*. Nos vidros cerâmicos a origem da fratura está ligada com a presença de uma região suave, lisa e reflexiva conhecida como *mirror*. A propagação das trincas nessa região é muito lenta para causar sua bifurcação e deflexão, por isso sua superfície apresenta-se relativamente plana e lisa. A medida que as trincas propagam-se a velocidade aumenta e a energia armazenada é parcialmente dissipada através de micro-trincas criando uma região áspera e menos reflexiva e esfumada chamada de *mist*. O *mist* não é encontrado

em materiais policristalinos (alumina e Y-TZP). Quando a propagação das trincas atingem sua velocidade máxima não havendo mais energia disponível para criar uma trinca secundária, ocorre a formação das *hackle*, que são como linhas na superfície. Sua movimentação é paralela à direção de propagação. Os traços de fratura nas coroas ceramocerâmicas são ricos em *hackle* e *wake-hackle*. Os *wake-hackle* são *hackle* associados com as porosidades da cerâmica de cobertura e são excelentes indicativos do sentido da propagação das trincas. Eles são formados quando uma trinca em propagação passa através da porosidade e forma um rastro logo após o poro. Outro indicador do direcionamento de propagação são as *arrest lines*. Estas são linhas parabólicas bem definidas perpendiculares a propagação da trinca formadas quando a propagação sofre uma pausa, antes de retornar em uma direção ligeiramente diferente. A origem da fratura está apontada para o lado côncavo das *arrest lines*. As *twist hackle* aparecem quando o eixo de tensão principal da fratura sofre uma rotação lateral, porém esse eixo de rotação é energeticamente desfavorável frente a propagação da trinca como um todo e ao invés disso, ela se ramifica em feixes paralelos e não coplanares. A *Compression curl* ou curva de compressão ocorre nas superfícies opostas às zonas de flexão ou tração antes do lascamento do fragmento. A medida que a linha de fratura iniciada na zona de flexão propaga-se para perto da zona oposta de compressão ocorre a diminuição da sua velocidade e a mudança de direção para perpendicular ao campo trativo, deixando uma borda curva antes do lascamento do espécime. A identificação dos sítios de origem das trincas e fraturas por meio da fractografia são extremamente importantes no fornecimento de evidências científicas para determinação da causa das falhas.

Kim *et al.* (2007) examinaram os modos de falhas em espécimes metalocerâmicos e ceramocerâmicos retangulares e planos. Os espécimes foram divididos em 3 grupos: o primeiro era composto de I.E. áurea, o segundo com I.E. de liga de prata-paládio e o terceiro com I.E. de Y-TZP (0,5 mm de espessura). As I.Es. foram revestidas com cerâmicas de cobertura transparente (0,7 mm de espessura) compatíveis com cada sistema e cimentadas em blocos de resina composta (Z100 – 3M ESPE) simulando um substrato dentinário. O teste de resistência à fadiga em água foi realizado com endentador de carbureto de tungstênio de 3,18 mm de raio direcionado axialmente, para promover um cenário oclusal extremamente deletério.

O carregamento cíclico foi realizado com carga de 0 a 200 N e frequência de 1,5 Hz. Os corpos de prova foram analisados em determinados intervalos de ciclos em um microscópio de luz polarizada à procura de danos. Os danos do tipo cone externo (*outer cone*), partindo da área de contato com o endentador com 22° em relação a superfície oclusal, desenvolveram-se em todos os casos após alguns ciclos. Nos espécimes de liga áurea, os cones internos (*inner cone*) foram notados apenas após 10 mil ciclos e atingiram a I.E. entre 10 mil e 15 mil ciclos. Em torno de 20 mil e 25 mil ciclos houve o desenvolvimento de trincas radiais (*radial crack*) partindo da interface liga áurea/porcelana propagando-se rapidamente em direção oclusal e lateral. Nos espécimes com I.E. de prata-paládio os cones internos atingiram a interface metal/porcelana entre 20 mil e 25 mil ciclos e não observaram a formação de trincas radiais. Nos corpos de prova de Y-TZP os cones internos apareceram após 10 mil ciclos e atingiram a I.E. por volta de 50 mil e 100 mil ciclos, mantendo-se constantes após 550 mil ciclos sem penetrar na I.E. ou correr ao longo da interface. Não houve nenhum indício de presença de trincas radiais na estrutura de Y-TZP e nem na sua cerâmica de cobertura. Os danos mostraram, pela presença dos cones externos, que a força de 200 N aplicada foi suficiente para exceder o limite de resistência elástica da porcelana. A propagação dos cones internos em direção a I.E. é resultado da penetração da água na trinca (bombeamento hidráulico) associada com a força do carregamento cíclico. Adicionalmente, a I.E. tem o importante papel de fornecer suporte à cerâmica de cobertura e a presença de I.Es. com alta dureza e alto módulo de elasticidade, como as ligas de prata paládio e Y-TZP, previnem o aparecimento de trincas radiais, o mesmo não pode ser dito da I.E. áurea estudada neste trabalho, pois a sua baixa dureza e baixo módulo de elasticidade favoreceram a flexão da I.E. durante o carregamento, provocando zonas de tensões na interface que permitem o aparecimento de trincas partindo da mesma. Os autores comentaram que a forma simplificada dos espécimes são limitantes em não demonstrar fraturas e trincas semelhantes aos observados no ambiente clínico.

O aumento na resistência das coroas ceramocerâmicas tem sido introduzido com a expectativa de melhorar o desempenho clínico, contudo, em dentes posteriores, esta performance tem sido menor do que o esperado segundo Rekow, Zhang e Thompson (2007). Segundo os autores a definição de falha não é consistente na literatura, sendo proposto por eles como fratura da I.E. cerâmica

(fratura catastrófica) ou fratura da porcelana de cobertura (fratura coesiva), assim como as trincas na cerâmica de cobertura que atinjam a I.E.. As trincas originam-se predominantemente em duas áreas: 1) trincas à distância do ponto de carregamento, que se iniciam na superfície de cimentação ou na interface I.E./porcelana; 2) trincas próximas ao ponto de carregamento, as quais se iniciam muito próximas ou sob o local de carregamento. Próximas do local de carregamento podem apresentar trincas do tipo cone externo, que se desenvolvem após poucos ciclos de carregamento, tendo sua propagação curta e permanecem estáveis ao longo do tempo, o que se traduz em pouca expressão clínica. Outro tipo de trinca próxima à superfície de carregamento é o cone interno, o qual inicia somente após vários ciclos de carregamento em ambiente aquoso e sua extensão demasiada pode atingir a I.E. e levar a fratura coesiva da porcelana. O tipo de trinca que se inicia na superfície inferior da I.E. cerâmica ou na interface I.E./porcelana é conhecido como trinca radial a qual pode originar fraturas catastróficas ou coesivas dependendo do local de origem. Em relação aos testes que investigam os sistemas cerâmicos, o teste de resistência à fratura tem valor relativo, pois não representa precisamente as condições clínicas e cria apenas um ranking entre os materiais. Adicionalmente, os autores comentaram que testes laboratoriais como a ciclagem dinâmica em água simulam de forma mais significativa as condições clínicas do que o teste de resistência à fratura ou de ciclagem em ambiente seco.

Com base nos estudos de que as I.Es. fornecem suporte à cerâmica de cobertura e que o estresse residual produzido pela diferença entre os CETs da I.E. e da cerâmica de cobertura diminuem a chance da ocorrência de trincas e as fratura, Hermann, Bhowmick e Lawn (2007) avaliaram a influência dessas duas variáveis com o uso da ciclagem dinâmica. Eles utilizaram como material de I.E. placas de 0,5 mm de espessura de alumina e Y-TZP, as quais foram divididas em 2 grupos: no primeiro foi cimentada uma lâmina de vidro com resina epóxi sobre cada I.E., correspondendo ao grupo livre de estresse; no segundo grupo a mesma placa de vidro foi colada com um adesivo vítreo que necessitava ser aquecido a 600 °C, o composto vidro/adesivo apresentava CET de $10,3 \times 10^{-6}$ /K, a Y-TZP de 11×10^{-6} /K e a alumina 8×10^{-6} /K. Foi realizado o teste de resistência à fadiga em água com endentador metálico de 1,58 mm de raio, perpendicular à superfície do vidro, com carga variando de 2 a 300 N e frequência de 1 Hz. A falha foi determinada quando a

trinca atingia a interface I.E./porcelana. Os danos do tipo cone externo foram os primeiros a serem notados e somente depois com o avanço do número dos ciclos que se pode observar a presença dos cones internos propagando-se até a I.E.. Nos grupos livre de estresse residual o grupo com I.E. de alumina necessitava de mais ciclos para que os cones internos atingissem a I.E. quando comparado com a Y-TZP. Quando analisados os dados dos grupos com estresse residual (grupo 2) notaram que o grupo da Y-TZP obteve uma melhora significativa da longevidade e a alumina piorou o resultado. Segundo os autores isso se deve ao fato da utilização de um vidro com o CET maior do que a da alumina, o que provocou a formação de um campo de estresse de tração deletério no vidro próximo da interface entre os dois materiais. Os resultados indicaram que a I.E. sozinha não é único fator que rege a resistência do material, mas a natureza da fusão interfacial, bem como o estresse residual apresentam papéis importantes nesse contexto.

Zahran *et al.* (2008) conduziram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência à fadiga e o modo de falhas de coroas ceramocerâmicas de Y-TZP com coroas feldspáticas fabricadas pelo método CAD/CAM. Um molar inferior artificial foi preparado para coroa total e replicado em resina epóxi de módulo de elasticidade similar ao da dentina humana. Foram confeccionadas 10 coroas monolíticas feldspáticas e 10 coroas ceramocerâmicas com I.E. de Y-TZP revestidas com cerâmica de cobertura compatível com o sistema. As coroas apresentavam uma espessura padronizada na superfície oclusal de 1,5 mm, sendo que a I.E. de Y-TZP tinha 0,7 mm. Após as coroas serem cimentadas em seus respectivos troqueis de resina, foi realizado o teste de resistência à fadiga com carga variando de 50 a 600 N e frequência de 20 Hz com um endentador metálico de 3 mm de diâmetro até completar 500 mil ciclos. Após a ciclagem dinâmica os espécimes foram observados em um estereomicroscópio de luz polarizada e classificados em trincados, fraturados ou sem nenhum dano. Os espécimes que não sofreram fraturas foram seccionados e os danos internos foram avaliados microscopicamente. Todas as 10 coroas monolíticas sobreviveram à ciclagem dinâmica sem nenhuma evidência aparente de danos, entretanto as coroas de Y-TZP sofreram trincas (60%) e fraturas (40%) somente da cerâmica de cobertura durante o teste. A microscopia eletrônica de varredura mostrou a exposição da I.E. da Y-TZP em algumas regiões dos espécimes

fraturados, além de grande número de bolhas e falhas na cerâmica de cobertura inerentes do processo de fabricação.

A análise no estereomicroscópio permite observar a superfície cerâmica fraturada e seus fragmentos. Ela possibilita através do direcionamento da luz polarizada a visualização 3D do espécime facilitando o entendimento espacial das características dos danos. Em contrapartida, a microscopia eletrônica de varredura (MEV) é uma ferramenta complementar excelente, pois permite alta resolução aproximada das regiões pré-determinadas na análise no estereomicroscópio. Nas superfícies fraturadas das coroas cerâmicas, geralmente são encontrados alguns acidentes anatômicos como: *compression curl* (curva de compressão), *hackle*, *wake-hackle*, *twist hackle*, *corner hackle* e *arrest lines*, que auxiliam na determinação do histórico da fratura desde sua origem, possível causa e direção da propagação das trincas (SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008).

O objetivo de qualquer teste laboratorial é mimetizar a situação clínica a fim de replicar as inúmeras variáveis intra-bucais *in vitro*. A dificuldade de reprodução dessas variáveis deixa os testes laboratoriais limitados. Aboushelib, Feilzer e Kleverlaan (2009) realizaram um trabalho com o objetivo de correlacionar o modo de fratura clínico e laboratorial em coroas ceramocerâmicas de Y-TZP utilizando os princípios da fractografia. Coroas ceramocerâmicas de Y-TZP fraturadas clinicamente foram coletadas e preparadas para a análise fractográfica. Cada coroa foi duplicada respeitando o material e forma do seu homólogo original. Realizaram a ciclagem dinâmica em água (10 mil ciclos, carga máxima de 200 N) e posteriormente o teste de resistência à fratura (carga axial, velocidade de 1 mm/min). O endentador metálico foi posicionado no mesmo local de oclusão do dente antagonista do seu homólogo clínico. Os resultados mostraram diferenças significativas dos modos de falha e do nível de estresse necessário para a falha ocorrer nos espécimes clínicos e laboratoriais. Os autores comentaram que essa diferença deve-se ao fato de que os modos de fratura desenvolvidos clinicamente apresentaram características de danos por fadiga (*arrest lines* e *hackle lines*) o que indica que os danos foram progredindo lentamente passo a passo, diferentemente dos danos abruptos fornecidos pelo teste de compressão axial utilizada no estudo.

Coelho, Bonfante, *et al.* (2009) observaram se as coroas ceramocerâmicas com I.E. de Y-TZP submetidas ao ensaio de fadiga apresentavam o mesmo modo de dano encontrado clinicamente. Foram confeccionadas 17 coroas na forma de molar inferior anatomicamente padronizadas com I.E. de Y-TZP (0,5 mm de espessura). As mesmas foram revestidas com cerâmica de cobertura compatível com o sistema e cimentadas em troqueis de resina composta (Z100 - 3M ESPE). O ensaio de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água foi realizado com endentador metálico de 6,25 mm de diâmetro num total de 50 mil ciclos e 600 N de carga máxima. Os dados obtidos foram analisados através de um estereomicroscópio de luz polarizada e MEV. Os resultados laboratoriais foram comparados com dados clínicos previamente publicados. Praticamente todos os espécimes testados apresentaram fratura coesiva da cerâmica de cobertura com origem da fratura imediatamente embaixo da área de contato, propagando-se através do corpo da cerâmica de cobertura sem atingir a região de interface. Entretanto, um espécime não sofreu fratura, mas a trinca atingiu a I.E. Os tipos de danos encontrados com a metodologia empregada mostrou correlação com os modos de falhas presentes clinicamente, o que sugere que a metodologia utilizada é adequada para produzir laboratorialmente os danos encontrados no ambiente clínico.

Guess, Zhang e Thompson (2009) avaliando espécimes ceramocerâmicos planos compostos de I.E. de Y-TZP revestidos com cerâmica de cobertura pela técnica convencional e prensada submetidos à fadiga acelerada com deslizamento lateral em água observaram que, em todos os espécimes, houve rápida formação de danos do tipo cone interno atingindo a I.E. sem haver propagação de trincas ao longo da região interfacial. Também não encontraram nenhum indício de trincas na Y-TZP. Na área de contato com o endentador observaram a presença de trincas circundando a região assim como a presença de deformação de quasi-plasticidade. A ausência de fratura coesiva da cerâmica de cobertura deu-se ao fato de que os espécimes foram retirados do teste no momento em que trincas atingindo a região interfacial eram detectadas. Segundo os autores os danos encontrados, restritos apenas à cerâmica de cobertura, são similares aos descritos no ambiente clínico para esse tipo de sistema.

Coelho, Silva, *et al.* (2009) observaram o modo de falha e o comportamento de coroas ceramocerâmicas com I.E. de Y-TZP submetidas ao ensaio de fadiga. Foram confeccionadas coroas padronizadas com I.Es. de 0,5 mm de espessura as quais foram revestidas com cerâmica de cobertura compatível com o sistema utilizado. Os espécimes foram todos cimentados em troqueis de resina composta para então ser realizado o ensaio de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água que reproduzia o movimento mastigatório sobre 3 diferentes perfis (leve, moderado e severo). A carga máxima aplicada em todos os perfis foi de 600 N, o total de ciclos no perfil leve foi de 130 mil e o diâmetro do endentador utilizado foi de 6,25 mm. Os espécimes foram examinados no estereomicroscópio de luz polarizada e no MEV. A falha era definida a partir do momento que a trinca atingia a I.E. ou houvesse a fratura do espécime. Os resultados mostraram através da análise de Weibull com 90% de confiança que 50% das coroas tendem a sofrer falhas na cerâmica de cobertura após serem carregadas com 200 N por 50 mil ciclos. A maioria dos espécimes testados apresentou fraturas coesivas da cerâmica de cobertura com origem na área de contato com o endentador e apenas em um espécime a fratura atingiu a região de interface sem causar dano a I.E.. A origem e o direcionamento da propagação das trincas foi comprovada pela presença de *hackles* e *wake-hackles* visualizadas na MEV.

Lorenzoni *et al.* (2010) observaram os padrões de falha através da ciclagem dinâmica de coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas (alumina e Y-TZP) com e sem modificação de desenho de I.E.. A análise dos dados do grupo metalocerâmico mostrou a presença de deformação de quasi-plasticidade sob a região de contato com o endentador, ausência de fraturas coesivas após a fadiga de 10^6 ciclos e presença de trincas internas do tipo cone interno atingindo a I.E. em boa parte dos espécimes. No grupo com I.E. de alumina observaram a presença de fraturas coesivas da cerâmica de cobertura com exposição da região interfacial. A MEV confirmou, através da presença das *hackles* e *wake-hackles*, que as fraturas originaram-se da região de endentação. Uma coroa de alumina apresentou fratura envolvendo tanto a I.E. quanto a cerâmica de cobertura, sendo causada por uma trinca radial iniciada na superfície de cimentação que se propagou até a oclusal. Sua origem foi confirmada pela presença de *arrest lines* na cerâmica de cobertura. As coroas de alumina sobreviventes apresentaram trinca do tipo cone interno atingindo

a I.E.. Nas coroas de Y-TZP a fratura coesiva na cerâmica de cobertura sem exposição da I.E. foi o dano mais comum. A análise microscópica identificou a presença de *hackles*, *wake-hackles* e *twist hackles* indicando que as fraturas tiveram sua origem na superfície endentada. O pior dano encontrado foi a fratura catastrófica envolvendo tanto a I.E. quanto a cerâmica de cobertura (grupo com I.E. de alumina) e o dano mais ameno foi a presença de trincas do tipo cone interno atingindo a I.E. (grupo metalocerâmico). A análise em MEV indicou que as fraturas coesivas da cerâmica de cobertura iniciava na área de endentação e se propagava por toda a coroa, a fratura catastrófica era ligada a presença de trincas radiais originando da interface cimento/I.E. indo de encontro com a superfície oclusal.

Silva *et al.* (2010) realizaram um estudo com o objetivo de traçar um paralelo entre o modo de falha de coroas ceramocerâmicas de Y-TZP com coroas metalocerâmicas. Eles encontraram através do ensaio de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água que as coroas metalocerâmicas apresentam maiores níveis de confiabilidade que as de Y-TZP, apresentando seus danos menos dependentes da fadiga, além de suportarem maiores quantidades de ciclos quando comparado com o grupo da Y-TZP. Encontraram também que os danos iniciam-se precocemente nas coroas de Y-TZP e propagam-se rapidamente com o avanço da fadiga. Quando analisaram microscopicamente (estereomicroscópio de luz polarizada e MEV) o padrão das fraturas, o grupo metalocerâmico apresentava fraturas com exposição da interface metal/porcelana e as coroas de Y-TZP as fraturas estavam restritas à cerâmica de cobertura. A MEV confirmou a superfície de contato com o endentador como origem, também foi encontrada a presença de grande quantidade de *twist hackles* nos traços de fratura do grupo da Y-TZP, o que levanta indícios de gradientes térmicos de estresse elevados. Os autores também encontraram correlação ao confrontar os tipos de fratura encontrados laboratorialmente com os achados clínicos.

Silva *et al.* (2011) analisando os traços de fraturas de coroas com I.E. de Y-TZP com e sem a presença de cinta lingual e proximal submetidas a fadiga acelerada com deslizamento lateral em água, observaram a presença de áreas de desgaste sob a superfície de contato com o endentador e *wake-hackles* nos traços de fraturas denunciando a superfície de contato oclusal como origem das fraturas coesivas da cerâmica de cobertura sem exposição e fratura das I.Es. com exceção

de alguns corpos de prova do grupo com cinta lingual que apresentaram ligeira exposição da I.E. no bordo externo da cinta.

Diversos são os relatos na literatura sobre as fraturas coesivas das cerâmicas de cobertura nas coroas ceramocerâmicas com I.Es. de Y-TZP e muitos fatores são apontadas como as possíveis responsáveis, como: a diferença entre os CETs da I.E. e da porcelana, defeitos estruturais na porcelana, porosidade, defeitos de superfície ou falta de suporte da I.E., sobrecarga e fadiga, baixa tenacidade à fratura da porcelana e baixa condutibilidade térmica da zircônia (MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; FISCHER, STAWARZCYK, *et al.*, 2009; SWAIN, 2009). Devido a esse fato, o presente estudo teve o objetivo de avaliar laboratorialmente o comportamento à fadiga da modificação do desenho da I.E. e do protocolo de resfriamento.

3 PROPOSIÇÃO

Considerando que a zircônia apresenta baixa condutibilidade e difusibilidade térmica e que uma I.E. modificada pode favorecer o suporte da porcelana de revestimento, este estudo teve por objetivo investigar o efeito da modificação na taxa de resfriamento, associada à alteração no desenho da I.E. cerâmica, na confiabilidade de coroas unitárias à base de Y-TZP. As seguintes hipóteses nulas foram testadas:

- 1) a alteração do protocolo de resfriamento não modificará a confiabilidade das coroas;
- 2) o desenho da I.E. não modificará a confiabilidade das coroas, independente do resfriamento.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização desse trabalho foram utilizados os seguintes materiais e equipamentos:

- Ácido fosfórico 37% - 3M ESPE – São Paulo/SP.
- Adesivo Schotbond Multipurpose Plus (adesivo) – 3M ESPE – São Paulo/SP.
- Adesivo Universal – Zermack – São Paulo/SP.
- Blocos de óxido de zircônia pré-sinterizado e estabilizado por ítrio IPS e.Max ZirCad for inLab C15 – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein.
- Broca carbide Jet – Labordental – São Paulo/SP.
- Carbono líquido Super Film – Kota Imports – São Paulo/SP.
- Cera Utilidade – Cera Utilidade Wilson – Polidental – Cotia/SP.
- Cerâmica IPS e.max Ceram (Build-up Liquid Allround, Refill Transpa Clear, ZirLiner Build-up Liquid allround, Glaze Paste e Glaze and Stain Liquid Longlife) – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein.
- Cimento adesivo Rely X ARC – 3M ESPE – São Paulo/SP.
- Delineador Odontológico – Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda – São Carlos/SP.
- Dente de estoque – MOM – Manequins Odontológicos Marília Ltda – Marília/SP.
- Disco de carburundum nº221 – Dentorium – New York/NY – EUA.
- Espatulador a vácuo, modelo B – Polidental – Cotia/SP.
- Espessímetro Jon – Com Produtos Odontológicos Ltda – São Paulo/SP.
- Estereomicroscópio Leica Zeiss MZE – São Paulo/SP.
- Estufa de Secagem 410/1ND – Nova Ética – São Paulo/SP.
- Forno de alta temperatura Sintramat – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein.

- Forno de sinterização Programat EP3000 – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein.
- Gesso Pedra Tipo IV Durone – Dentsply – Catanduva/SP.
- Lâmina de bisturi nº11 – Embramac – Campina/SP.
- Lixas d'água Norton T277 – Norton Saint-Gobain – São Paulo/SP.
- Lupa de aumento de 4X – Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda – São Carlos/SP.
- Máquina de Ciclagem Dinâmica Eletro-Mecânica de Fadiga, modelo MSFM – Elquip – São Carlos/SP.
- Micrótomo Isomet™ 1000 – Buehler Lake Bluff – IL – USA.
- Poliéter Impregum F Kit (adesivo, base e catalizador) – 3M ESPE – São Paulo/SP.
- Politriz metalográfica Struers DP-10 – Panambra – Cambuci/SP.
- Pontas diamantadas – KG Sorensen – São Paulo/SP.
- Borracha abrasiva - Pontas exa-cerapol para polimento de cerâmica – Edenta - Suíça
- Resina acrílica autopolimerizável Kit (pó e líquido) – Acrílico Autopolimerizante Jet Clássico – São Paulo/SP.
- Resina composta Z100 – 3M ESPE – São Paulo/SP.
- Resina epóxi RD6921 – Redelease – São Paulo/SP.
- Seringa de inserção de material de moldagem – Jon Comércio de Produtos Odontológicos – São Paulo/SP.
- Sistema CAD/CAM Cerec In Lab System (Escâner InEos, Software InLab 3D e Máquina de fresagem InLab MC XL) – Sirona Dental System – Bensheim/Alemanha.
- Silicone de adição Kit (massa pesada, leve e ponteiros aplicadoras) – Express 3M ESPE – São Paulo/SP.
- Turbina de alta rotação Kavo Roll Air – Kavo do Brasil – Joinville/SC.
- Verticulador – Bio Art Equipamentos Odontológicos LTDA – São Carlos/SP.
- Vibrador mecânico – VH Equipamentos – Araraquara/SP.

4.1 ELEMENTO DENTÁRIO

A pesquisa utilizou um primeiro molar superior de manequim odontológico devido a facilidade de obtenção. Sua superfície oclusal foi alterada, por meio de acréscimo de resina acrílica, a fim de simplificar a anatomia desta face e facilitar os ajustes do local de carga durante o ensaio mecânico (Fig. 4.1). O molar em questão foi inserido no interior do dispositivo 1 com o auxílio do delineador e estabilizado no interior deste com a pasta leve de uma silicone de adição. Este dispositivo 1 foi acoplado ao dispositivo 2 e neste foi vertida resina acrílica autopolimerizável (Fig. 4.2). Assim o dente a ser preparado estaria paralelo ao seu longo eixo e inserido em um cilindro de resina acrílica, facilitando os procedimentos de preparo e duplicação do dente padrão.

Figura 4.1 – Vista proximal do dente de manequim com a superfície oclusal modificada.

Figura 4.2 - (a) Imagem do dispositivo 1, cilindro em alumínio, com 4,5 cm de altura e com 2,5 cm de diâmetro, o orifício na região superior e no centro apresenta 1,5 cm de diâmetro e 1,0 cm de profundidade para permitir a inserção do material de moldagem para a duplicação do preparo padrão. (b) Imagem do dispositivo 2, bloco em alumínio com 8,0 cm de largura, 6,0 cm de altura e com orifício central de 2,5 cm de diâmetro de forma a permitir que o dispositivo 1 possa ser acoplado em seu interior, permitindo a obtenção de cilindros de resina acrílica com altura de 2,0 cm e com 2,5 cm de diâmetro. (c) dente padrão inserido no dispositivo 1, antes do preparo. (d) dispositivo 1 inserido no dispositivo 2, notar o espaço formado entre a superfície superior do dispositivo 2 e o dispositivo 1. (e) imagem do dispositivo 2 preenchido com resina acrílica.

4.2 PREPARO DENTÁRIO

As etapas do preparo foram conduzidas de acordo com a técnica da silhueta. Foi utilizada a turbina de alta rotação e pontas diamantadas de extremidade esférica nº1014 e cilíndricas nº 3216, 4138, 4138F. Ao final, o preparo apresentou as seguintes características: término cervical do tipo chanfro (com espessura aproximada de 1,2 mm em toda a sua extensão); ângulo de convergência cervical de aproximadamente 8° ; ângulos internos arredondados; redução oclusal de aproximadamente 2 mm; altura do preparo vestibular de 5 mm e do palatino de 4,5mm (Fig. 4.3).

Figura 4.3 – Vista proximal do dente preparado.

4.3 RÉPLICAS DE RESINA COMPOSTA

Após o preparo, o dente foi duplicado com o auxílio da pasta leve de um silicone de adição. No dispositivo 1 foi aplicado um adesivo universal para promover a adesão do material de moldagem ao cilindro metálico. O silicone leve foi manipulado com a pistola aplicadora que acompanha o sistema e dispensado tanto sobre o dente preparado quanto no interior do orifício no dispositivo 1. O cilindro de resina acrílica com o dente padrão preparado foi inserido no dispositivo 1, sendo aplicada inicialmente pressão manual e posteriormente uma carga estática de 5 Kg durante 10 min.

Após o procedimento de moldagem, o molde foi inspecionado com uma lupa e, se alguma imperfeição fosse visualizada, todo o procedimento de moldagem era repetido.

O molde foi vazado com resina composta em incrementos de aproximadamente 1,5 mm de espessura e cada camada foi fotopolimerizada por 40 s de acordo com a metodologia empregada por (SCHERRER e DE RIJK, 1993). Quando concluído o vazamento em resina composta, este era removido e inspecionado quanto à fidelidade de reprodução com o auxílio da lupa. Se alguma imperfeição fosse detectada, todo o procedimento de moldagem era repetido (Fig. 4.4).

Utilizaram-se réplicas de resina composta, pois esta apresenta módulo de elasticidade de 16 Gpa (KIM *et al.*, 2007), bem próximo ao do tecido dentinário (18 Gpa) (LAWN, DENG, LLOYD, *et al.*, 2002). Com isto, as coroas serão cimentados em substratos semelhantes à dentina. Obteve-se 40 réplicas de resina composta que ficaram imersas em água deionizada durante 30 dias para permitir a expansão higroscópica da resina composta (KIM *et al.*, 2007).

Cada réplica foi incluída em um cilindro de acrílico que apresenta as dimensões pré-determinadas (2,0 cm de altura e 2,5 cm de diâmetro) necessárias para ser acoplada na máquina de ciclagem dinâmica (Fig. 4.5).

Figura 4.4 - (a) Imagem do dispositivo 1 após o processo de moldagem do dente padrão pronto para o vazamento com resina composta. (b) Réplica em resina composta do dente preparado. (c) Observar que a réplica de resina composta do dente padrão, após ser inspecionada, foi reinserida no molde do dispositivo 1 e este acoplado ao dispositivo 2. (d) Vista do conjunto após vazamento com resina acrílica.

Figura 4.5 – (a) Vista proximal e (b) oclusal da réplica em resina composta incluída no cilindro de acrílico já com as dimensões apropriadas para inserção na máquina de ciclagem.

4.4 TROQUÊIS DE GESSO

Troquéis de gesso, obtidos a partir da moldagem das réplicas de resina composta, foram enviadas ao laboratório de prótese, para a confecção das coroas ceramocerâmicas. O laboratório escolhido para confecção das coroas de zircônia estabilizadas por ítrio do sistema IPS e.max ZirCAD é credenciado pela Ivoclar Vivadent.

Cada réplica de resina composta originou um troquel de gesso, estando estes correlacionados e identificados com números arábicos. A moldagem das réplicas de resina composta foi realizada com material a base de poliéter. Um cilindro de moldagem em resina acrílica autopolimerizável, semelhante a um casquete de moldagem, foi utilizado para esta fase do trabalho. Neste foi aplicado o adesivo específico que acompanha o material de moldagem e após a sua secagem o material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e introduzido com o auxílio de uma seringa de inserção de material de moldagem na réplica de resina composta e no interior do casquete de moldagem. Inicialmente foi mantida uma carga manual e posteriormente foi aplicada uma carga estática de 5 Kg por 10 min. Decorrido esse tempo, a réplica de resina composta era removida e o molde inspecionado com uma lupa e, se alguma imperfeição fosse notada, todo o procedimento de moldagem era repetido.

O molde foi vazado com gesso pedra tipo IV de acordo com as instruções do fabricante. Decorrido o tempo de cristalização do gesso, procedeu-se o desmolde e os troquéis removidos foram avaliados e, se necessário, o procedimento era novamente realizado. Após a obtenção dos 40 troquéis de gesso, estes foram identificados com a respectiva replica de resina composta e ao grupo experimental.

4.5 GRUPOS EXPERIMENTAIS

O trabalho teve o objetivo de avaliar a resposta à fadiga frente as alterações do desenho da I.E. e do protocolo de resfriamento, tendo como controle uma I.E. com desenho e resfriamento padrão. Foram formados quatro grupos experimentais (n = 10):

- ZrCRP – coroas com I.E. de zircônia com desenho convencional e resfriamento padrão do sistema no ano de 2009.
- ZrMRP – coroas com I.E. de zircônia com desenho modificado e resfriamento padrão do sistema no ano de 2009.
- ZrCRL – coroas com I.E. de zircônia com desenho convencional e resfriamento lento.
- ZrMRL – coroas com I.E. de zircônia com desenho modificado e resfriamento lento.

4.6 CARACTERÍSTICAS DAS I.ES.

Os grupos com I.Es. convencionais ou sem modificação apresentaram espessura uniforme de aproximadamente 0,5 mm em toda a sua extensão (Fig. 4.6).

Os grupos com alteração do desenho apresentavam na porção lingual uma cinta de 2,0 mm de altura que se estendia para a região proximal unindo-se aos

postes proximais de 3,5 mm de altura. Ambas as estrutura citadas apresentavam 1,0 mm de espessura, e as demais áreas da I.E. apresentou espessura 0,5 mm (Fig. 4.6).

Figura 4.6 – Ilustração esquemática da I.E. convencional (a) e I.E. modificada (b)

4.7 FASE LABORATORIAL

4.7.1 Confeccção das I.Es.

As I.Es. ceramocerâmicas foram confeccionadas pelo sistema computadorizado CAD/CAM (*Computer-Aided Desing / Computer Assisted Machining*) do sistema Cerec InLab System indicado pela Ivoclar Vivadent para usinagem dos blocos de zircônia do sistema IPS e.max ZirCAD. O processo inicia-se com o escaneamento fotográfico digital do troquel de gesso pelo escâner InEos . A imagem obtida é transferida para o software de computador InLab 3D, a qual é transformada em um modelo em três dimensões (3D). Nesse modelo virtual o operador realizou o desenho proposto para os dois tipos de I.E.. O desenho estruturado foi então enviado para a máquina de fresagem InLab MC XL, onde

blocos de zircônia pré-sinterizados (zircônia em fase verde) (Fig. 4.7) foram desgastados por duas pontas diamantadas até a forma final proposta 20% maior. A I.E. foi removida da máquina, separada do suporte metálico com o auxílio de um disco diamantado fino e alisada com borrachas abrasivas. Posteriormente, as I.Es. foram sinterizadas em um forno específico (Sintramat) durante 8 horas a 1500 °C. Durante o processo de sinterização, a I.E. sofreu aproximadamente 20% de contração.

A análise do assentamento das I.Es. nos troquéis de resina composta foi realizada com o auxílio de lupa. A não adaptação correta da peça acarretava na confecção de nova I.E. (Fig 4.8 e 4.9).

Figura 4.7 – Bloco de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) do sistema IPS e.max ZirCAD antes da fresagem. A haste metálica serve para fixação na máquina de fresagem.

Figura 4.8 – (a) Vista proximal e (b) oclusal da I.E. de zircônia convencional sobre os troquéis de resina composta.

Figura 4.9 – (a) Vista proximal e (b) oclusal da I.E. de zircônia modificada sobre os troquéis de resina composta. Notar a presença da cinta lingual e o poste proximal.

4.7.2 Aplicação da cerâmica de cobertura

As I.Es. de Y-TZP foram revestidas com a cerâmica de cobertura, IPS e.max Ceram, de acordo com a recomendação do fabricante. Inicialmente aplicou-se uma camada de Liner (ZirLiner) e posteriormente a da massa cerâmica transparente (IPS e.max Ceram Tranpa Clear) foi acomodada. A cerâmica transparente foi

utilizada para facilitar a visualização interna das trincas resultantes do processo de ciclagem dinâmica.

Com o objetivo de padronizar tanto a anatomia quanto a espessura da cerâmica de cobertura dos corpos de prova foi utilizado um verticulador adaptado (Fig. 4.10). Uma coroa foi especialmente confeccionada para a padronização das espessuras da porcelana de revestimento. Padronizou-se que as paredes proximais apresentariam a espessura entre 1,2 e 1,5 mm e a superfície oclusal apresentaria espessura entre 1,5 e 2,0 mm. Esta coroa foi inserida no verticulador e teve sua superfície oclusal e metade da altura das paredes circundantes moldada com massa pesada de silicone laboratorial. Estas espessuras guiaram a aplicação da cerâmica de cobertura (Fig. 4.11).

Figura 4.10 - Vista frontal do verticulador adaptado para permitir uma melhor padronização das espessuras da porcelana de revestimento dos corpos de prova.

Figura 4.11 - Vista aproximada da I.E. cerâmica instalada no verticulador, notar espaço entre I.E. e guia para aplicação da cerâmica de revestimento.

O ciclo térmico para a cocção tanto do Liner quando da cerâmica de cobertura estão resumidos na tabela 4.1. A cocção do Liner foi constituída por um pré-aquecimento de 4 min com a peça posicionada no interior do forno aberto a temperatura inicial de 403 °C. Após esse período o forno era fechado e a temperatura era elevada até 960 °C sob a taxa de 60 °C/min. Sendo o vácuo ligado a 450 °C e desligado a 959 °C. Essa temperatura de 960 °C era mantida por 1 min. O forno era então aberto e a peça resfriada fora do forno até a temperatura ambiente. Decorrido esse passo era aplicada a massa de cerâmica translúcida com o volume padronizado pelo verticulador. A coroa era posicionada no interior do forno aberto para o pré-aquecimento ou secagem de 4 min numa temperatura inicial de 403 °C. Decorrido esse tempo o forno era fechado e a temperatura elevada a 50 °C/min até 725 °C. O vácuo era ligado em 450 °C e desligado em 724 °C. Essa temperatura era mantida por 1 min e o forno era aberto e a coroa resfriada sobre a bancada até a temperatura ambiente. Uma segunda camada de porcelana translúcida era aplicada, para melhorar a anatomia e a padronização dos corpos de prova. Seu ciclo térmico era similar ao primeiro. Com a forma anatômica concluída, as superfícies externas foram regularizadas e acabadas com pedras montadas e brocas diamantadas.

Após os procedimento de aplicação as coroas foram checadas novamente quanto a adaptação nas réplicas de resina composta.

Tabela 4.1 – Ciclo de sinterização do sistema IPS e.max Ceram

	Liner	Cerâmica de cobertura
Pré-aquecimento	403 °C	403 °C
Tempo de pré-aquecimento	4 min	4 min
Taxa de aquecimento	60 °C/min	50 °C/min
Início do vácuo	450 °C	450 °C
Desligamento do vácuo	959 °C	724 °C
Temperatura final	960 °C	725 °C
Tempo de sinterização	1 min	1 min
Abertura do forno	960 °C	725 °C

4.7.3 Glaze e alteração do protocolo de resfriamento

Após o polimento com borrachas abrasiva, sobre a superfície das coroas foi aplicada a pasta de glaze do próprio sistema (Fig 4.12). As coroas foram divididas em grupos de 5 para o processo de cocção do glaze, sendo distribuídas uniformemente no refratário que iria dentro do forno.

O protocolo de glazeamento dos grupos com o protocolo de resfriamento padrão (ZrCRP e ZrMRP) ou com resfriamento rápido estão resumidos no diagrama 4.1. Após a abertura do forno na temperatura de 725 °C as coroas eram imediatamente removidas do mesmo para atingirem a temperatura ambiente sobre a bancada.

Nos grupos com alteração do protocolo de resfriamento (ZrCRL e ZrMRL) ou resfriamento lento, o protocolo de glazeamento é descrito no diagrama 4.2. Após o tempo de manutenção a 725 °C por 1 min era iniciado o processo de resfriamento sob a taxa de 10 °C/min com o forno fechado até a temperatura de abertura a 50 °C. Com a abertura do forno, as coroas eram removidas do mesmo (Fig. 4.13). A taxa de resfriamento definida neste estudo foi a mais lenta permitida pelo sistema do forno Programat EP 3000 da Ivoclar Vivadent.

Diagrama 4.1 – Diagrama esquemático do protocolo de resfriamento padrão. O forno era aberto imediatamente após o termino do tempo de manutenção do glaze.

Diagrama 4.2 – Diagrama esquemático do protocolo de resfriamento lento.

Figura 4.12 – (a) Polimento da coroa com borracha abrasiva. (b) Líquido e massa de Glaze do sistema IPS e.max ceram utilizado. (c) Forno Programat EP 3000 utilizado para cocção da cerâmica de cobertura e glaze. (d) Aplicação da pasta de glaze. (e) Coroa posicionada no interior do forno durante o processo de secagem.

Figura 4.13 – Tela de programação do forno Programat EP 3000 com as configurações do protocolo de resfriamento lento programada. P é o número do programa; B temperatura inicial; S tempo de secagem; t taxa de aquecimento; T temperatura final ou de trabalho; H tempo de manutenção na temperatura final; V_1 temperatura de ativação do vácuo; V_2 temperatura de desativação do vácuo; L temperatura de abertura do forno no final do ciclo; t_L taxa de resfriamento. As temperatura são expressas em graus Celsius ($^{\circ}\text{C}$), o tempo em minutos e as taxas de aquecimento e resfriamento em $^{\circ}\text{C}/\text{min}$.

4.8 CIMENTAÇÃO

Cada coroa foi cimentada sobre a réplica de resina composta que lhe deu origem. A parte interna das coroas foram limpas com ácido fosfórico 37% durante 1min e lavadas em água corrente pelo mesmo período. Elas foram secas com jatos de ar e posteriormente aplicada uma camada de adesivo. O excesso de adesivo foi removido com papel absorvente e fotopolimerizado por 20 s.

Sobre as réplicas de resina composta foi aplicado ácido fosfórico 37% por 30 s. Com o preparo seco, aplicou-se adesivo (Scotchbond Multi-Purpose) com o auxílio de um pincel descartável, sendo os excessos removidos com papel absorvente e subsequentemente fotopolimerizado por 20 s. Duas medidas de base e catalizador do cimento (Rely X ARC) foram manipuladas de acordo com as instruções do fabricante e inseridas no interior da coroa com auxílio da espátula de

inserção nº1. A coroa foi levada em posição na réplica de resina composta. Inicialmente aplicou-se uma pressão digital e logo em seguida foi aplicada uma carga estática de 5 Kg durante 10 min. Previamente a fotopolimerização o excesso de cimento foi removido e o cimento foi fotopolimerizado pelo período de 40 s em cada face. Decorridos os 10 min, os corpos de prova foram armazenados em água deionizada por 24 h a 36 °C (+/- 1 °C) até o início dos teste de resistência à fadiga.

4.9 CICLAGEM DINÂMICA

O teste de resistência à fadiga foi realizado na máquina de ciclagem dinâmica Eletro-Mecânica de Fadiga MSFM, com a seguinte regulagem: 10^6 ciclos, com carga variando entre 30-300 N e 2 Hz de frequência. Durante o teste os corpos de prova ficavam submersos em água deionizada a 37 °C (+/- 1 °C). Um endentador esférico de aço inoxidável com raio de 3,18 mm (KIM *et al.*, 2007) foi utilizado para aplicar carga entre as vertentes internas das cúspides vestibulares e palatinas (Fig 4.14 e 4.15). A ciclagem era interrompida em intervalos de 125 mil ciclos para que os espécimes pudessem ser inspecionados à procura de danos (trincas, fratura coesiva da cerâmica de cobertura ou fraturas catastróficas) com o auxílio do estereomicroscópio e iluminação externa operando sob controle do examinador. Os danos em cada corpo de prova foram anotados em uma tabela (Anexo A).

Figura 4.14 – Endentador esférico de aço inoxidável de 3,18 mm de raio.

Figura 4.15 – (a) Corpo de prova posicionado na máquina de ciclagem dinâmica com o endentador em posição. (b) Averiguação do posicionamento do endentador na porção central do espécime.

4.10 ANÁLISE DOS DANOS (POLIMENTO DOS CORPOS DE PROVA)

Os corpos de prova que não fraturaram durante o teste de resistência à fadiga foram sequencialmente lixados, polidos e analisados com o objetivo de classificar o tipo de dano ocasionado pela ciclagem (Cone externo, Cone Interno e Trinca Radial). Considerou-se como cone externo a trinca que se originou sob o ponto de carga que teve direção orientada superficialmente em relação à oclusal; o cone interno foi considerado quando se originava sob o ponto de carga e propagava-se em direção à I.E. (Diagrama 4.3), conforme descrito por Rekow, Zhang e Thompson (2007). Já a trinca radial foi considerada quando ela originava-se na interface I.E./porcelana ou na superfície de cimentação percorrendo paralelamente ao longo eixo da coroa, sendo esta considerada como a trinca mais agressiva (KIM *et al.*, 2007), especialmente quando se originava na I.E. cerâmica, o que pode levar a falha catastrófica da coroa. Foram classificados como não sobreviventes os espécimes com danos do tipo cone interno atingindo a I.E., trinca radial, fratura coesiva da porcelana e/ou fratura da I.E. (LAWN, DENG, LLOYD, *et al.*, 2002; KIM *et al.*, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007).

Diagrama 4.3 - Diagrama esquemático da geometria da trinca utilizado para classificar o tipo de dano nos espécimes polidos, após carregamento cíclico com endentador esférico. (E) endentador metálico, (O) superfície oclusal, (CE) cone externo, (CI) cone interno, (R) trinca radial, (P) cerâmica de cobertura, (I.E.) infraestrutura de Y-TZP, (LC) linha de cimentação, (RC) substrato de resina composta. Adaptado de Kim et al. (2007).

Para o polimento sequencial, os corpos de prova foram embutidos em resina epóxi (Fig. 4.16) e progressivamente lixados e polidos através de uma sequência de lixas (nº 280, 360, 400, 600, 1200, 1500, 2000, 2500) e feltros de polimento acoplados na politriz metalográfica Struers DP-10. Assim, os espécimes puderam ser progressivamente inspecionados à procura de danos com o auxílio do estereomicroscópio. Adicionalmente, os corpos de prova que sofreram fraturas da porcelana de revestimento foram submetidos à análise fractográfica por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). As características morfológicas identificadas na superfícies das fraturas analisadas na MEV, seguindo os trabalhos de (SCHERRER *et al.*, 2006; QUINN, 2007; SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008), foram descritas em inglês devido a falta de padronização dos termos em português. Os dados das análises fractográficas serão descritos nas legendas das figuras dos resultados e na discussão.

Figura 4.16 – Sequência do processo de inclusão dos corpos de prova em resina epóxi: (a) corpo de prova após o teste de resistência à fadiga; (b) fita adesiva utilizada para criar uma muralha para que (c) a resina epóxi pudesse ser inserida; (d) corpo de prova acoplado em micrótomo para a sua separação da base acrílica; (e) corte na resina epóxi tangenciando o corpo de prova e (f) corpo de prova pronto para ser polido.

4.11 ANÁLISE ESTATÍSTICA:

Os corpos de prova receberam escores, de acordo com o dano, os quais variaram de 0 a 7 em grau crescente de severidade, sendo o escore 0 a ausência de danos e o escore 7 o dano mais severo (Tabela 4.2). Como os espécimes apresentavam diversos tipos de danos ao mesmo tempo, o mais severo era o responsável pela classificação. As coroas que apresentavam danos do tipo cone externo e cone interno, sem atingir a I.E., foram classificadas como sobreviventes. Os danos do tipo cone interno atingindo a I.E., trincas radiais e fraturas, considerados danos mais severos, foram classificados como não sobreviventes (falha).

Para comparação entre os 4 grupos o teste estatístico aplicado foi o não paramétrico de Kruskal-Wallis e para as comparações múltiplas entre pares foi usado o método de Miller, com nível de significância de 5% ($P < 0,05$).

Tabela 4.2 - Relacionamento do tipo de dano com o respectivo escore

Dano	Escore
Sem dano	0
Cone externo	1
Cone interno sem atingir a I.E.	2
Cone interno atingindo a I.E.	3
Trinca radial na porcelana	4
Fratura coesiva na porcelana	5
Trinca radial na I.E.	6
Fratura na I.E.	7

5 RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA À FADIGA

A distribuição dos danos observados em cada grupo estão apresentados na tabela 5.1, gráfico 5.1 e no anexo B. Os valores de média, primeiro quartil (Q25), mediana e terceiro quartil (Q75) dos escores são apresentados na tabela 5.2.

O teste Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,001$) entre os grupos avaliados (tabela 5.3). O teste de Miller indicou que não houve diferença estatisticamente significativa tanto entre os grupos ZrCRP vs. ZrMRP quanto entre os ZrCRL vs. ZrMRL. Porém, houve diferença entre as demais comparações (tabela 5.4). Ou seja, a modificação do desenho da I.E. não foi um fator significativo para permitir a diminuição das falhas nas coroas de Y-TZP, independentemente do tipo de resfriamento utilizado. Contudo, o modo de resfriamento influenciou no tipo de falha, visto que os resultados do resfriamento lento foram sempre estatisticamente superiores aos do resfriamento padrão, independente do desenho de I.E. empregado.

A adoção do resfriamento lento no processo final de glaze mudou o comportamento das coroas frente a ciclagem dinâmica. A principal mudança foi na ausência de fraturas coesivas na porcelana, independente do desenho da I.E.. Apesar disso, o resfriamento lento não foi capaz de impedir que algumas trincas do tipo cone interno atingissem a I.E., como observado em 2 coroas do grupo ZrCRL e em 4 do grupo ZrMRL (tabela 5.1 e gráfico 5.1). De modo geral, os danos encontrados nos espécimes resfriados lentamente foram mais restritos às zonas de contato com o endentador. Diferentemente, as trincas no protocolo padrão de resfriamento propagaram-se mesio-distalmente, induzindo as fraturas coesivas da porcelana. Em nenhuma fratura coesiva observou-se a exposição da interface I.E./porcelana.

Tabela 5.1 – Distribuição dos danos nos grupos

Dano	ZrCRP	ZrMRP	ZrCRL	ZrMRL
Cone externo	-	-	-	-
Cone interno sem atingir a I.E.	-	1	7	6
Cone interno atingindo a I.E.	2	3	2	4
Trinca radial na porcelana	-	1	1	-
Fratura Coesiva	7	5	-	-
Trinca radial na I.E.	1	-	-	-
Fratura da I.E.	-	-	-	-

Gráfico 5.1 - Distribuição ilustrativa dos danos nos grupos**Tabela 5.2** - Valores das médias, desvio padrão (D.P.), primeiro quartil (Q25), mediana e segundo quartil (Q75) dos escores.

Grupos	Escore				
	Média	D.P.	Q25	Mediana	Q75
ZrCRP	4,70	0,95	5,00	5,00	5,00
ZrMRP	4,00	1,15	3,00	4,50	5,00
ZrCRL	2,40	0,70	2,00	2,00	3,00
ZrMRL	2,40	0,52	2,00	2,00	3,00
Todos os grupos	3,38	1,31	2,00	3,00	5,00

Tabela 5.3 – Análise Kruskal-Wallis para avaliar possível diferença entre os valores médios dos escores dos 4 grupos. Nível de significância 0,05

Kruskal-Wallis ANOVA by Ranks			
Independent (grouping) variable: GRUPO			
Kruskal-Wallis test: H (3, N= 40) = 23,30710			
p =,0000			
Grupos	Código	N Válido	Soma dos postos
ZrCRP	100	10	314,5
ZrMRP	101	10	261,5
ZrCRL	102	10	119
ZrMRL	103	10	125

Tabela 5.4 – Teste de Miller para comparações individuais. Nível de significância de 0,05. S = significativa; NS = não significativa.

Comparação entre os grupos	Diferença	Valor crítico	Significância
ZrCRL x ZrCRP	-19,55	13,43	S
ZrCRL X ZrMRL	-0,60	13,43	NS
ZrCRL X ZrMRP	-14,25	13,43	S
ZrCRP X ZrMRL	18,95	13,43	S
ZrCRP X ZrMRP	5,30	13,43	NS
ZrMRL X ZrMRP	-13,65	13,43	S

Todas as coroas do grupo o ZrCRP foram classificadas como não sobreviventes. A maior parte das fraturas coesivas da porcelana de revestimento, 7 do total de 10, ocorreram entre 500 mil e 750 mil ciclos (Anexo B). Além disso, os espécimes que atingiram os 10^6 ciclos apresentaram 1 com trinca radial na I.E. e 2 com cone interno atingindo a I.E. (tabela 5.1). As fraturas normalmente resultaram em 2 ou 3 fragmentos, os quais englobaram as duas faces proximais. Estas fraturas foram consideradas como coesivas visto que uma camada vítrea recobria a I.E. em toda a extensão da fratura (fig 5.1). A origem das fraturas também foi determinada de acordo com técnicas fractográficas sob MEV (fig. 5.1).

Metade dos espécimes do grupo ZrMRP apresentou fraturas coesivas na cerâmica de cobertura antes de completar 10^6 ciclos (Anexo B). Dos espécimes que alcançaram o final da ciclagem, 3 foram classificados como cones internos atingindo a I.E., 1 trinca radial na porcelana e, apenas 1 espécime sobreviveu a ciclagem (cone interno sem atingir a I.E.) (tabela 5.1). As fraturas da porcelana de revestimento foram menos extensas do que as do grupo ZrCRP. As fraturas

apresentavam-se restritas a uma ou duas cúspides sem envolver as faces proximais ou a margem cervical (fig 5.2). Mesmo com esse padrão de fratura, a modificação do desenho da I.E. não foi capaz de melhorar significativamente a resistência das coroas. Assim como encontrado no grupo ZrCRP as fraturas coesivas não expuseram a região interfacial e a análise no MEV identificou a presença de deformações de quasi-plasticidade na área de endentação e ela como origem da propagação das trincas (fig 5.2).

Quando são observados os padrões de danos no grupo ZrCRL é possível notar que a alteração do protocolo de resfriamento foi capaz tanto de impedir a ocorrência de fraturas coesivas quanto de diminuir a extensão da propagação das trincas, pois a maioria não atingiu a I.E. (fig 5.3) e, quando isto ocorreu, estas se mantiveram próximas da área de contato com o endentador (fig 5.4). Entretanto, houve a presença de 1 trinca radial nesse grupo, a qual foi associada a uma falha de processamento que gerou um espaço na interface entre zircônia e cerâmica de cobertura (fig 5.5). O grupo ZrMRL apresentou os mesmos padrões de danos presentes no grupo ZrCRL. Como citado anteriormente, a modificação do desenho da I.E. não foi capaz de prevenir os danos causados pela ciclagem dinâmica da mesma forma que o resfriamento lento. As análises no estereomicroscópio mostraram as mesmas características e origens das trincas encontradas no grupo ZrCRL (fig 5.6).

Figura 5.1 - (a) Imagem representativa do grupo ZrCRP obtida no estereomicroscópio de luz polarizada mostrando a fratura coesiva da porcelana envolvendo as paredes proximais. É possível observar a presença de uma camada de cerâmica vítrea sobre a I.E. de Y-TZP. (b) Vista proximal da imagem (a) indicando a extensão da fratura. (c) Imagem da MEV mostrando o desgaste oclusal gerado pelo endentador de aço inoxidável (círculo) de onde se originou e se propagou a fratura em direção às margens da restauração (setas pontilhadas). (d) Imagem da região circulada em (c) ampliada mostrando área de deformação quasi-plástica que são microtrincas coalescentes causada pelo contato repetido do endentador (asterisco).

Figura 5.2 – (a) Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada mostrando a fratura coesiva da porcelana do grupo ZrMRP. A fratura atingiu apenas as cúspides vestibulares sem a exposição da Y-TZP. (b) Em uma vista proximal nota-se a menor extensão da fratura coesiva. (c) A análise em MEV de uma falha representativa de coroa do grupo ZrMRP mostra a área de contato oclusal com o endentador (asterisco) e o sentido de propagação da fratura (setas pontilhadas) da área de contato para as margens da fratura. Na área marcada com asterisco é possível notar a deformação de quasi-plasticidade formada pelo contato com o endentador de aço inoxidável. (d) (e) (f) ampliação dos círculos da imagem (c), as setas pontilhadas indicam a direção da propagação da fratura. Observa-se a presença das *arrest lines* (AL e flechas) as quais são linhas parabólicas que apresentam-se perpendicular a propagação da fratura com o lado côncavo apontado para a origem da fratura; *hackles* (H) traços paralelos a linha de propagação que orientam a direção da propagação; *wake-hackles* (WK) que são *hackles* associados à porosidades, onde o seu rastro aponta para o sentido da propagação e *twist hackles* (TH), que são *hackles* que sofreram ramificações em frentes paralelas durante a propagação.

Figura 5.3 - (a) imagem oclusal de uma coroa ceramocerâmica de Y-TZP sobrevivente do grupo ZrCRL após 10^6 ciclos. São observados os danos criados pelo endentador de aço inoxidável. (b) ampliação da área circulada em (a), onde o contato com o endentador criou uma área de desgaste, mesmo após 10^6 ciclos o dano se manteve restrito ao redor da área de contato. (c) imagem realizada no estereomicroscópio do corpo de prova ZrCRL polido, o círculo representa a região sob o endentador a qual apresentava cones externos e internos, RC corresponde ao troquel de resina composta, Y-TZP a I.E. e P a cerâmica de cobertura. (d) ampliação da região circulada em (c), onde é possível observar a presença de bolhas na porcelana de revestimento e os cones internos (ponteira) originados da área de contato com o endentador sem atingir a interface com a I.E..

Figura 5.4 - Imagem de um cone interno numa coroa do grupo ZrCRL após 10^6 ciclos com propagação até a região de interface I.E./porcelana (ponteira). Y-TZP representa a I.E. e P é a cerâmica de cobertura.

Figura 5.5 - Imagem de um cone interno em uma coroa do grupo ZrCRL após 10^6 ciclos com a presença de trincas radiais (R) com origem da bolha (asterisco) na região da interface I.E./porcelana. Há também a presença de cones internos (CI) com origem da superfície de contato. Y-TZP representa a I.E. e P é a porcelana de revestimento.

Figura 5.6 - Micrografia realizada em estereomicroscópio de coroa sobrevivente (10^6 ciclos) do grupo ZrMRL (a) Em uma vista oclusal observa-se o dano criado pelo endentador de aço inoxidável. (b) Ampliação da área circulada em (a) sugestiva de deformação de quasi-plasticidade, onde o contato com o endentador criou diversas trincas ao redor da superfície de contato e mesmo com 10^6 ciclos as trincas ficaram restritas a região de contato (ponteiros). (c) imagem da coroa incluída em resina epóxi e seccionada mostrando as regiões do troquel de resina composta (RC), (Y-TZP) I.E. e porcelana de cobertura (P). (d) Ampliação da região circulada em (c), onde é possível notar além das bolhas na porcelana a formação de cones internos (ponteira) originados da área de contato com o endentador (seta) e indo de encontro com a I.E., porém sem atingi-la.

6 DISCUSSÃO

A adoção dos sistemas totalmente cerâmicos é cada vez mais frequente e muito se deve ao fato das coroas metalocerâmicas apresentarem algumas características antiestéticas como o acinzentado na região cervical, maior acúmulo de biofilme, biocompatibilidade questionável e possíveis reações de hipersensibilidade (CHRISTENSEN, 1994; PJETURSSON *et al.*, 2007; THOLEY, SWAIN e THIEL, 2009). Além disso, os avanços dos sistemas totalmente cerâmicos tornaram esses materiais mais resistentes, confiáveis para aplicação na região posterior e com custos mais acessíveis (DONOVAN, 2008). Contudo, ainda nenhum sistema ceramocerâmico foi capaz de superar a longevidade proporcionada pelos sistemas metalocerâmicos, especialmente na região posterior (PJETURSSON *et al.*, 2007; DONOVAN, 2008).

Este estudo teve como objetivo avaliar através da ciclagem dinâmica o efeito da modificação do protocolo de resfriamento e da alteração do desenho da I.E.. Os resultados permitiram rejeitar a primeira hipótese nula, uma vez que a modificação no protocolo de resfriamento resultou no aumento da confiabilidade das coroas de Y-TZP. A segunda hipótese nula, a qual postulava que a modificação da forma da I.E. não iria modificar a confiabilidade das coroas, tanto diante do resfriamento lento quanto do convencional, foi aceita, visto que não houve diferença estatística entre as I.Es. com desenho convencional ou modificado diante do tipo de resfriamento aplicado.

Como esperado, nenhuma fratura da I.E. foi detectada, corroborando com trabalhos anteriores (DENRY e KELLY, 2008; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010; GUAZZATO *et al.*, 2010). Da mesma forma, as fraturas coesivas da porcelana, restritas apenas aos grupos com resfriamento padrão, não expuseram a superfície da Y-TZP, concordando com relatos anteriores (REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; GUAZZATO *et al.*, 2010; KOMINE *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011). Estes fatos sugerem que tanto a I.E. de Y-TZP quanto a adesão interfacial com a cerâmica de cobertura não representam o principal problema deste sistema. Porém, como a zircônia apresenta baixa condutibilidade e difusibilidade térmica sua dinâmica de

resfriamento favorece a formação de níveis elevados de estresses térmicos, diferente dos observados nos materiais com boa condutibilidade térmica como nos metais e na alumina (Della Bona 2009; Swain 2009; Al-Amleh, Lyons et al. 2010). Esta peculiar característica está fortemente associada à fratura da cerâmica de cobertura, que é o principal problema deste sistema (REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; SWAIN, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010; GUAZZATO *et al.*, 2010; KOMINE *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; RUES *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011), especialmente nas áreas acima da interface I.E./cerâmica de cobertura (SWAIN, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010), tornando relevante a revisão do assunto.

Como anteriormente citado, não houve a exposição da I.E. de Y-TZP nas coroas que exibiram fraturas, diferentemente dos sistemas à base de alumina e o metalocerâmico (REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010; GUAZZATO *et al.*, 2010; KOMINE *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011). Os estudos de Tholey et al. (2009; 2010) demonstraram que existe alguma mudança estrutural na Y-TZP em contato com a cerâmica de cobertura durante a queima, evidenciada pela MEV e microdifração de raios X, através da qual foi encontrada mudança de fase tetragonal para monoclinica na zircônia adjacente à interface, indicando que existe uma ligeira interação em escala nanométrica entre os dois materiais. A preservação de uma fina camada de cerâmica vítrea sobre a I.E. viabiliza clinicamente, dependendo do volume da fratura, reparos com resina composta.

Em qualquer espécime, independente do modo de resfriamento e do tipo de I.E., o processo de polimento mostrou grande quantidade de bolhas na porcelana de revestimento. Considerando que as bolhas podem ser facilitadoras no processo das falhas em áreas sob tensão, é possível que estas atuam sinergicamente com outros fatores promotores de falhas, como a fadiga, cargas oclusais elevadas, baixa tenacidade à fratura das porcelanas, tensões geradas por grandes diferenças entre os CETs da I.E. e da porcelana e o resfriamento rápido das estruturas de Y-TZP (LOHBAUER *et al.*, 2010). Esses fatores podem estar associados com os elevados índices de fracasso relatados na literatura (VULT VON STEYERN, CARLSON e

NILNER, 2005; REKOW e THOMPSON, 2007; SAILER *et al.*, 2007; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010).

Analisando os resultados do presente estudo observou-se que o resfriamento lento apresentou, significativamente, menor quantidade de danos classificados como não sobreviventes do que os grupos com resfriamento padrão, o que foi evidenciado pela menor média de escores (tabela 5.2). Independentemente da modificação da forma da I.E., as coroas dos grupos com resfriamento lento não apresentaram fraturas da cerâmica de cobertura, apesar de apresentarem trincas do tipo cone interno atingindo a I.E. (classificando-as como não sobreviventes). Adicionalmente, a maior parte das trincas ficaram confinadas sob a região de endentação, diferentemente dos espécimes com resfriamento padrão, onde as trincas comumente atingiram as faces proximais levando às fraturas coesivas. Estes fatores favoreceram o aumento da confiabilidade do sistema, além de sugerir que o protocolo testado melhorou a cinética do resfriamento, induzindo menores tensões na porcelana de cobertura, embora esta variável não tenha sido quantificada. O presente resultado está de acordo com trabalhos recentes (GUAZZATO *et al.*, 2010; KOMINE *et al.*, 2010; RUES *et al.*, 2010) onde o resfriamento lento também melhorou a resistência à fadiga e ao cisalhamento da cerâmica de cobertura aplicada sobre I.Es. de Y-TZP. Contudo vale ressaltar que este estudo reporta evidências a partir de uma amostra que reproduz a complexa geometria da coroa dentária, diferente de outros trabalhos que avaliaram o resfriamento lento em corpos de prova simplificados (GOSTEMEYER *et al.*, 2010; GUAZZATO *et al.*, 2010; KOMINE *et al.*, 2010).

Durante o resfriamento das estruturas metalocerâmicas e ceramocerâmicas há formação de grandes níveis de estresses residuais a partir do momento molecular quando a cerâmica ultrapassa a faixa de transição vítrea (ASAOKA e TESK, 1990; LENZ, THIES e SCHWEIZERHOF, 2002; TASKONAK *et al.*, 2008; FISCHER, STAWARZCYK, *et al.*, 2009; SWAIN, 2009). Com isso, a diferença entre os CETs da I.E. e da cerâmica de cobertura tem um papel crucial nesse processo. É preconizado que o CET da I.E. seja ligeiramente maior (até 10%) do que o da cerâmica de cobertura (COFFEY *et al.*, 1988; DEHOFF e ANUSAVICE, 1989; ASAOKA e TESK, 1990; LENZ, THIES e SCHWEIZERHOF, 2002; SWAIN, 2009). No presente estudo o CET da Y-TZP foi de $10,8 \times 10^{-6}$ /K e o da cerâmica de

cobertura de $9,5 \times 10^{-6}$ /K (IVOCLAR; IVOCLAR), o que diverge ligeiramente da literatura, pois o CET da I.E. é aproximadamente 13,7% maior do que a cerâmica de cobertura indicada, entretanto essa diferença não teve significância frente ao resfriamento lento, o que corrobora com os estudos de Lenz, Thies e Schweizerhof (2002) que preconizaram o uso de resfriamentos mais lentos quando grandes diferenças de CET estão associadas. Rues *et al.* (2010) encontraram que um tempo adicional de 6 min no resfriamento beneficiou a resistência final das coroas ceramocerâmicas de incisivos com I.E. de Y-TZP. A diferença entre os CETs permite que durante a dinâmica do resfriamento a I.E. contraia mais do que a cerâmica de cobertura, formando campos residuais de estresses compressivos nesta porcelana na região de interface com a I.E. e na superfície oclusal. Em contrapartida, forças trativas compensatórias nas camadas internas desta porcelana também se formam. Já na I.E., os estresses residuais compressivos ficam restritos à superfície em contato com o ar e campos de tração compensatórios na interface com a porcelana (COFFEY *et al.*, 1988; ANUSAVICE *et al.*, 1989; DEHOFF e ANUSAVICE, 1989; ASAOKA e TESK, 1990; DEHOFF, ANUSAVICE e VONTIVILLU, 1996; LENZ, THIES e SCHWEIZERHOF, 2002; FISCHER, STAWARZCYK, *et al.*, 2009; SWAIN, 2009). A formação de estresses residuais compressivos superficiais são benéficos a partir do momento que qualquer força que incida na coroa deverá inicialmente vencer este campo compressivo, assim como a resistência à tração do material, para então originar o dano (ANUSAVICE *et al.*, 1989; ASAOKA e TESK, 1990; ANUSAVICE e HOJJATIE, 1991).

Em relação ao resfriamento, o fluxo de calor tende a passar através dos materiais com maior condutibilidade e difusibilidade térmica e de menor espessura. Portanto, em se tratando de coroas protéticas, o material com menor condutibilidade e difusibilidade térmica irá armazenar grandes quantidades de calor nas camadas internas. Observou-se analiticamente que em materiais termicamente isolantes, como a Y-TZP, o resfriamento rápido tem o poder de gerar grandes magnitudes de estresses residuais trativos nas camadas internas da porcelana aplicada sobre essa I.Es. e isto parece estar associado ao aparecimento de trincas instáveis e presença de fraturas coesivas (ASAOKA, KUWAYAMA e TESK, 1992; SWAIN, 2009). As falhas nas coroas ceramocerâmicas de Y-TZP, diferentemente das metalocerâmicas, são aceleradas pela fadiga a partir do momento que pequenas

magnitudes de carga tem o poder de gerar grandes níveis de fraturas (SILVA *et al.*, 2010). A propagação das trincas (cones internos) nos campos internos com elevados níveis de estresses trativos, como observado em coroas de Y-TZP, potencializam a propagação dos cones internos ao ponto de levarem às fraturas coesivas (SWAIN, 2009). Portanto, é indicado para esses materiais a adoção do resfriamento mais lento com o objetivo de diminuir a alta magnitude dos estresses residuais e as fraturas encontradas nos sistemas à base de Y-TZP (GUAZZATO *et al.*, 2010; KOMINE *et al.*, 2010; RUES *et al.*, 2010).

As I.Es. foram desenvolvidas para diminuir a carga trativa sobre as porcelanas, pois estas são friáveis e pouco resistentes às forças de tração, embora apresentem elevada resistência à compressão (STRAUSSBERG, KATZ e KUWATA, 1966; MILLER, 1977; MCLEAN, 1983; LAWN, DENG e THOMPSON, 2001; LAWN, DENG, LLOYD, *et al.*, 2002; ANUSAVICE, 2005; KIM *et al.*, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007). A I.E. tem como principal papel oferecer suporte para a cerâmica de cobertura, transformando toda força potencialmente trativa em compressiva. Embora não exista comprovação científica, considera-se que o desenho ideal para as I.Es. metálicas deveria incluir: espessura média de 0,5 mm para que a mesma ofereça rigidez suficiente impedindo sua flexão e formação de tensões de tração na cerâmica de cobertura, promoção de espessura uniforme da porcelana (variando de 1 a 2 mm dependendo da região), CET ligeiramente maior (até 10%) que a da cerâmica de cobertura, selamento marginal, ângulos arredondados e presença de estruturas de suporte como a cinta lingual e o poste proximal (BRECKER, 1956; SHELBY, 1962; STRAUSSBERG, KATZ e KUWATA, 1966; CRAIG, EL-EBRASHI e PEYTON, 1971; HOBÓ e SHILLINGBURG, 1973; MILLER, 1977; MCLEAN, 1980; 1983; SHOHER e WHITEMAN, 1983; BERGER, 1989; NAYLOR, 1992; CASTELLANI *et al.*, 1994; MCLAREN, 1998; ODMAN e ANDERSSON, 2001; ULUSOY e TOKSAVUL, 2002; SUNDH e SJOGREN, 2004).

Grande parte dos artigos sobre o desenho ideal das I.Es. metálicas são baseados em opiniões de autores e relatos de caso (BRECKER, 1956; SHELBY, 1962; STRAUSSBERG, KATZ e KUWATA, 1966; HOBÓ e SHILLINGBURG, 1973; MILLER, 1977; MCLEAN, 1980; 1983; BERGER, 1989; NAYLOR, 1992; CASTELLANI *et al.*, 1994; MCLAREN, 1998) e poucos estudos laboratoriais e clínicos estão disponíveis (CRAIG, EL-EBRASHI e PEYTON, 1971; SHOHER e

WHITEMAN, 1983; ODMAN e ANDERSSON, 2001; ULUSOY e TOKSAVUL, 2002; BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011). Isto pode estar relacionado ao fato de que a fratura da cerâmica de cobertura em coroas metalocerâmicas nunca foi um tópico de interesse para este sistema. Todavia, frente aos problemas de fraturas catastróficas ou da porcelana de cobertura enfrentados pelos sistemas ceramocerâmicos, a revisão do assunto torna-se importante. As I.E. cerâmicas tem sido construídas de forma arbitrária, sem oferecer qualquer forma de suporte à cerâmica de cobertura (MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011), o que é um contrassenso, pois as cerâmicas de cobertura aplicadas sobre as I.Es. cerâmicas apresentam propriedades mecânicas similares às aplicadas sobre as I.E. metálicas (ANUSAVICE, 2005; REKOW e THOMPSON, 2007; MARCHACK *et al.*, 2008; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011).

Embora as coroas à base de alumina com I.E. modificada apresentassem resistência à compressão estatisticamente superior às sem modificação (BONFANTE *et al.*, 2009) neste trabalho a modificação da I.E. não se mostrou significativa, sugerindo que o protocolo de resfriamento para a I.E. de Y-TZP, apresenta maior impacto na prevenção de danos nas coroas à base de Y-TZP. Por outro lado, a análise da soma dos postos apresentada na tabela 5.3 mostra valores 261,5 para as I.Es. modificadas e 314,5 para as convencionais, o que pode sugerir tendência de melhor comportamento para as I.Es. modificadas, como já detectado em trabalhos anteriores e que talvez não tenha sido possível identificar neste dado o número de corpos de prova ($n = 10$). Contudo, a presença da cinta lingual e do poste proximal evidentemente diminuiu o volume e a extensão das fraturas, concordando com outros trabalhos na literatura (BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011). Todavia os resultados de Lorenzoni *et al.* (2010) mostraram que a incorporação da cinta lingual e do poste proximal na I.E. proporcionou ao grupo das coroas ceramocerâmicas com I.E. de Y-TZP resistência à fadiga comparáveis aos grupos de coroas metalocerâmicas, consideradas como padrão ouro nos estudos de longevidade. Portanto, não se deve desprezar os benefícios oriundos do suporte fornecido à cerâmica de cobertura pela I.E., tendo em vista que a resistência final das coroas protéticas não é fornecida apenas por uma única variável, mas por diversos fatores (HERMANN, BHOWMICK e LAWN,

2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007). Adicionalmente, relatos na literatura de falhas geralmente apontam para fraturas nas regiões proximais das coroas e conectores de próteses parciais fixas (RAIGRODSKI *et al.*, 2006; MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; SCHMITTER *et al.*, 2009), regiões que apresentam grandes quantidades de porcelana sem suporte quando associadas com o desenho de I.E. convencional. É importante observar que o desenho de I.E. modificado anteriormente proposto (BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010) e aqui reproduzido não oferece suporte à porcelana da cúspide vestibular, o que é limitante quando são considerados os dentes posteriores inferiores. Com o objetivo de sanar essa deficiência Tinschert *et al.* (2008) propuseram modificações no desenho nesses casos.

O presente estudo está em consenso com a literatura quando é analisada a relevância da metodologia utilizada no ensaio mecânico. O teste de resistência à fadiga por intermédio da ciclagem dinâmica em água apresenta consistência na reprodução do ambiente bucal, produzindo danos similares aos encontrados na clínica (KELLY, 1999; COELHO, BONFANTE, *et al.*, 2009). Contrariamente, os testes laboratoriais de resistência à fratura por compressão axial não são coerentes com as características comumente relatadas no ambiente clínico, pois produzem grande número de fragmentos e requerem elevados níveis de cargas (1200 a 5000 N) (KELLY, 1999; GUAZZATO *et al.*, 2004; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; BONFANTE *et al.*, 2009) quando comparadas às forças fisiológicas variando entre 5 e 364 N (HELKIMO, CARLSSON e HELKIMO, 1977; LUNDGREN e LAURELL, 1986; KELLY, 1999). Esses dados sustentam os níveis de carga utilizados no presente estudo (30 a 300 N).

Como é conhecido, as cerâmicas tendem a falhar sob condições de carregamento cíclico devido a propagação lenta de trincas resultante da fadiga (MORENA *et al.*, 1986; DRUMMOND, NOVICKAS e LENKE, 1991; KELLY, 1999; LAWN, DENG e THOMPSON, 2001; KIM *et al.*, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; ZAHRAN *et al.*, 2008; BONFANTE *et al.*, 2009; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011). Contudo, se a fadiga for realizada em ambiente úmido, ocorre a formação do bombeamento hidráulico no interior da trinca, o que aumenta a pressão capilar na sua extremidade potencializando sua propagação, além da interação das moléculas

de água com a rede de silício substituindo o oxigênio por terminais hidroxila, proporcionando o fenômeno conhecido como fadiga estática (MORENA *et al.*, 1986; DRUMMOND, NOVICKAS e LENKE, 1991; WISKOTT, NICHOLLS e BELSER, 1995; KELLY, 1999; KIM *et al.*, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007). De acordo com isto, a fadiga cíclica foi realizada em ambiente úmido simulando os fatores-chaves na propagação das trincas.

Entretanto, não foi possível reproduzir o movimento de deslizamento lateral inerente da mastigação, sendo a força aplicada somente no sentido vertical (KIM *et al.*, 2007; ZAHRAN *et al.*, 2008). Apesar disso, os traços de falhas encontrados não divergem dos observados clinicamente. Contudo, a fadiga acelerada com deslizamento lateral tem a capacidade de reproduzir em laboratório os movimentos mastigatórios e, reproduzindo com maior fidelidade, os danos encontrados no ambiente clínico (COELHO, BONFANTE, *et al.*, 2009; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; BONFANTE *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011). Adicionalmente, a reprodução dos contatos oclusais ocorreu às custas de um endentador metálico, como em outros trabalhos (SOBRINHO *et al.*, 1998; HWANG e YANG, 2001; ZHANG, PAJARES e LAWN, 2004; VULT VON STEYERN *et al.*, 2006; KIM *et al.*, 2007; ZAHRAN *et al.*, 2008; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; BONFANTE *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011), o que leva ao desenvolvimento de níveis de estresse elevados entre a cerâmica e o endentador, o qual excede o encontrado clinicamente (KELLY, 1999). Esse estresse em questão pode ser o responsável pela formação das deformações de quase-plasticidade sob a área de contato com o endentador presente em todos os espécimes ciclados nesse trabalho. Esses danos também foram descritos por (LAWN, DENG, MIRANDA, *et al.*, 2002; ZHANG *et al.*, 2006; LORENZONI *et al.*, 2010).

A MEV revelou os traços (*hackles*, *wake-hackles* e *arrests lines*) que permitiram a identificação da direção e sentido da propagação das trincas assim como a origem das fraturas (área sob o endentador) (fig. 5.2), conforme ilustrado anteriormente (SCHERRER *et al.*, 2006; SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010). Além disso, foi possível notar a presença de *twist hackles*, o que geralmente está associado com elevados níveis de

estresse térmico (QUINN, 2007), promovendo suporte para primeira hipótese nula testada e concordando com estudos *in vitro*.(LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010).

Análises fractográficas realizadas a partir de coroas fraturadas clinicamente revelaram a presença dos mesmos padrões de características aqui encontradas (QUINN, 2007; SCHERRER *et al.*, 2007; SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008; COELHO, BONFANTE, *et al.*, 2009; BONFANTE *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011), o que reforça a importância da análise microscópica dos padrões de falhas para a validação clínica do trabalho.

Entretanto, visualmente o número e a extensão dos fragmentos formados pelas fraturas coesivas das porcelanas apresentaram-se em maior extensão que os encontrados clinicamente (KELLY, 1999; MARCHACK *et al.*, 2008; COELHO, BONFANTE, *et al.*, 2009; BONFANTE *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011). Este fato pode estar relacionado à limitação da máquina de fadiga, a qual não interrompia a ciclagem após qualquer tipo de fratura.

Com base no polimento dos corpos de prova, que não sofreram fraturas no teste de ciclagem dinâmica, observou-se que a superfície oclusal, mais especificamente a área de contato com o endentador metálico era a origem dos danos, fato esse evidenciado pela presença de danos desde deformações de quasi-plasticidade a desgastes superficiais. Observações no estereomicroscópio de luz polarizada revelaram a presença de grande quantidade de trincas do tipo cone externo e cone interno partindo da área de contato, conforme ilustrados nas figuras 5.3, 5.6 e também elucidado por (KIM *et al.*, 2007; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010). Os cones externos são trincas com pouco significado clínico, apesar de serem o primeiro dano a aparecer durante a ciclagem. O cone interno é um tipo de dano mais significativo que só é formado com a presença do carregamento cíclico em água e sua propagação tende a ir em direção a I.E. (REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009). A classificação de falha por parte do cone interno que atingiu a região interfacial deu-se por que a cerâmica de cobertura falhou ao impedir a propagação das trincas (REKOW e THOMPSON, 2005; 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007). Provavelmente, se o ensaio de fadiga fosse continuado, este resultaria, em

algum momento, na fratura coesiva dos espécimes, assim como ocorreu nos grupos com o resfriamento padrão, onde o aparecimento de trincas nas primeiras análises no estereomicroscópio durante a fase de ciclagem, resultou no grande número de fraturas encontradas nesses grupos. A trinca radial, considerada um dano crítico, tem a sua origem na superfície inferior da I.E. (superfície de cimentação) ou na região de interface I.E./porcelana, podendo ser o vetor desde as fraturas coesivas da porcelana até as catastróficas, quando tem sua origem na superfície inferior da I.E.. Esta apresenta direção de propagação perpendicular à superfície oclusal, sendo resultado da atuação de forças de tração geradas durante a aplicação da carga (LAWN, DENG, MIRANDA, *et al.*, 2002; KIM *et al.*, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007). Como estudos clínicos têm demonstrado que as fraturas da I.E. de Y-TZP em coroas unitárias são episódios raros (REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; DENRY e KELLY, 2008; MARCHACK *et al.*, 2008; ORTORP, KIHLE e CARLSSON, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010; SILVA *et al.*, 2010), podemos somente especular que a trinca radial com origem na superfície de cimentação é um achado incomum (ou esta não ocorre ou não se propaga). Contudo, uma trinca radial partindo da superfície de cimentação foi encontrada em um espécime do grupo ZrCRP, porém esta não levou à fratura catastrófica da coroa, pois as propriedades da Y-TZP como resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade à fratura associada ao fenômeno de transformação de fase dificultam tanto o seu aparecimento quanto a sua propagação. Adicionalmente, esta trinca radial têm sido associada a problemas nos processos de fabricação, ajustes internos, desgastes e jateamento da I.E. de Y-TZP (ZHANG *et al.*, 2006; KIM *et al.*, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010). Além disso, outras 2 trincas radiais partindo da interface I.E./porcelana encontradas (tabela 5.1) estavam associadas a falha de processamento que gerou uma bolha na interface em questão (fig. 5.5).

Por fim, vale lembrar que a associação do protocolo de resfriamento lento nas coroas ceramocerâmicas de Y-TZP melhorou a resistência final desse sistema frente ao ensaio de fadiga utilizado. Porém, torna-se pertinente a comparação desses dados com as coroas metalocerâmicas, as quais são consideradas o padrão ouro nos estudos de acompanhamento clínico a longo prazo. Outro fator relevante

foi que o tempo necessário para o glaze das coroas resfriadas lentamente foi demasiadamente extenso (aproximadamente 80min), o que dificulta seu uso em escala comercial, sendo necessário balancear menores tempo de glaze com níveis de confiabilidade adequados. Estudos que quantifiquem experimentalmente a quantidade de estresse residual presente nas cerâmicas de cobertura aplicadas sobre as I.Es de Y-TZP sob diferentes protocolos de resfriamento podem ajudar a esclarecer o real papel do resfriamento lento na melhora da resistência.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

A análise dos resultados desta pesquisa permitiu as seguintes conclusões:

- 1) A adoção do protocolo de resfriamento lento para as coroas ceramocerâmicas com I.E. de Y-TZP diminuiu a quantidade de danos, sendo a primeira hipótese nula rejeitada.
- 2) A modificação do desenho da I.E., mesmo diminuindo a extensão das fraturas nos grupos com resfriamento padrão, não foi capaz de impedir a formação do danos, sendo a segunda hipótese nula aceita.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

(Formato ABNT)

ABOUSHELIB, M. N.; FEILZER, A. J.; KLEVERLAAN, C. J. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. **Dent Mater**, v. 25, n. 3, p. 383-91, Mar 2009.

AL-AMLEH, B.; LYONS, K.; SWAIN, M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. **J Oral Rehabil**, v. 37, n. 8, p. 641-52, Aug 2010.

ANUSAVICE, K. J. Cerâmicas Odontológicas. In: ELSEVIER (Ed.). **Phillips, Materiais Dentários**. São Paulo, 2005. p.619-677.

ANUSAVICE, K. J. et al. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. **J Dent Res**, v. 68, n. 7, p. 1182-7, Jul 1989.

ANUSAVICE, K. J.; GRAY, A.; SHEN, C. Influence of initial flaw size on crack growth in air-tempered porcelain. **J Dent Res**, v. 70, n. 2, p. 131-6, Feb 1991.

ANUSAVICE, K. J.; HOJJATIE, B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. **J Dent Res**, v. 70, n. 6, p. 1009-13, Jun 1991.

ARMAN, Y. et al. Elastic-plastic finite elements analysis of transient and residual stresses in ceramo-metal restorations. **J Biomech**, v. 42, n. 13, p. 2104-10, Sep 18 2009.

ASAOKA, K.; KUWAYAMA, N.; TESK, J. A. Influence of tempering method on residual stress in dental porcelain. **J Dent Res**, v. 71, n. 9, p. 1623-7, Sep 1992.

ASAOKA, K.; TESK, J. A. Transient and residual stress in a porcelain-metal strip. **J Dent Res**, v. 69, n. 2, p. 463-9, Feb 1990.

BERGER, R. Esthetic and physiologic considerations in metallic framework design. **Dent Clin North Am**, v. 33, n. 2, p. 293-9, Apr 1989.

BONFANTE, E. A. et al. Effect of framework design on crown failure. **Eur J Oral Sci**, v. 117, n. 2, p. 194-9, Apr 2009.

BONFANTE, E. A. et al. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. **J Dent**, v. 38, n. 9, p. 707-12, Sep 2010.

BRECKER, S. C. Porcelain baked to gold—A new medium in prosthodontics. **J Prosthet Dent.**, v. 6, p. 801-810, 1956.

CASTELLANI, D. et al. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, v. 7, n. 2, p. 149-54, Mar-Apr 1994.

CHRISTENSEN, G. J. Ceramic vs. porcelain-fused-to-metal crowns: give your patients a choice. **J Am Dent Assoc**, v. 125, n. 3, p. 311-2, 314, Mar 1994.

COELHO, P. G. et al. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. **J Dent Res**, v. 88, n. 4, p. 382-6, Apr 2009.

COELHO, P. G. et al. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. **Dent Mater**, v. 25, n. 9, p. 1122-7, Sep 2009.

COFFEY, J. P. et al. Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of PFM systems. **J Dent Res**, v. 67, n. 1, p. 61-5, Jan 1988.

CRAIG, R. G.; EL-EBRASHI, M. K.; PEYTON, F. A. Stress distribution in porcelain-fused-to-gold crowns and preparations constructed with photoelastic plastics. **J Dent Res**, v. 50, n. 5, p. 1278-83, Sep-Oct 1971.

CRAMER VON CLAUSBRUCH, S.; FAUST, A. Advanced crown and bridge design. **Int J Comput Dent**, v. 6, n. 3, p. 293-302, Jul 2003.

DE KLER, M. et al. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. **J Oral Rehabil**, v. 34, n. 11, p. 841-7, Nov 2007.

DEHOFF, P. H.; ANUSAVICE, K. J. Effect of visco-elastic behavior on stress development in a metal-ceramic system. **J Dent Res**, v. 68, n. 8, p. 1223-30, Aug 1989.

DEHOFF, P. H.; ANUSAVICE, K. J. Viscoelastic finite element stress analysis of the thermal compatibility of dental bilayer ceramic systems. **Int J Prosthodont**, v. 22, n. 1, p. 56-61, Jan-Feb 2009.

DEHOFF, P. H.; ANUSAVICE, K. J.; VONTIVILLU, S. B. Analysis of tempering stresses in metal-ceramic disks. **J Dent Res**, v. 75, n. 2, p. 743-51, Feb 1996.

DELLA BONA, A. **Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico**. 1. São Paulo: Editora Artes Médicas Ltda., 2009. 252

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dent Mater**, v. 24, n. 3, p. 299-307, Mar 2008.

DONOVAN, T. E. Factors essential for successful all-ceramic restorations. **J Am Dent Assoc**, v. 139 Suppl, p. 14S-18S, Sep 2008.

DRUMMOND, J. L.; NOVICKAS, D.; LENKE, J. W. Physiological aging of an all-ceramic restorative material. **Dent Mater**, v. 7, n. 2, p. 133-7, Apr 1991.

FISCHER, J. et al. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. **Dent Mater J**, v. 26, n. 6, p. 766-72, Nov 2007.

FISCHER, J. et al. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. **Dent Mater**, v. 25, n. 3, p. 326-30, Mar 2009.

FISCHER, J. et al. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. **Dent Mater**, v. 25, n. 4, p. 419-23, Apr 2009.

GOSTEMEYER, G. et al. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. **Acta Biomater**, v. 6, n. 12, p. 4532-8, Dec 2010.

GUAZZATO, M. et al. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. **Biomaterials**, v. 25, n. 20, p. 5045-52, Sep 2004.

GUAZZATO, M. et al. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. **Aust Dent J**, v. 55, n. 3, p. 306-10, Sep 2010.

GUESS, P. C.; ZHANG, Y.; THOMPSON, V. P. Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. **Eur J Esthet Dent**, v. 4, n. 3, p. 262-76, Autumn 2009.

HELKIMO, E.; CARLSSON, G. E.; HELKIMO, M. Bite force and state of dentition. **Acta Odontol Scand**, v. 35, n. 6, p. 297-303, 1977.

HERMANN, I.; BHOWMICK, S.; LAWN, B. R. Role of core support material in veneer failure of brittle layer structures. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 82, n. 1, p. 115-21, Jul 2007.

HJERPPE, J. et al. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. **Dent Mater**, v. 25, n. 2, p. 166-71, Feb 2009.

HOBBO, S.; SHILLINGBURG, H. T., JR. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. **J Prosthet Dent**, v. 30, n. 1, p. 28-36, Jul 1973.

HWANG, J. W.; YANG, J. H. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 7, p. 678-83, Jul 2001.

IVOCLAR. IPS e.max Ceram Scientific Documentation. **Ivoclar Vivadent**,

IVOCLAR. IPS e.max ZirCAD Scientific Documentation. **Ivoclar Vivadent**,

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **J Prosthet Dent**, v. 81, n. 6, p. 652-61, Jun 1999.

KELLY, J. R.; CAMPBELL, S. D.; BOWEN, H. K. Fracture-surface analysis of dental ceramics. **J Prosthet Dent**, v. 62, n. 5, p. 536-41, Nov 1989.

KELLY, J. R. et al. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. **Int J Prosthodont**, v. 3, n. 5, p. 430-40, Sep-Oct 1990.

KELLY, J. R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S. D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **J Prosthet Dent**, v. 75, n. 1, p. 18-32, Jan 1996.

KELLY, J. R.; TESK, J. A.; SORENSEN, J. A. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. **J Dent Res**, v. 74, n. 6, p. 1253-8, Jun 1995.

KIM, B. et al. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. **J Dent Res**, v. 86, n. 2, p. 142-6, Feb 2007.

KOMINE, F. et al. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. **J Oral Sci**, v. 52, n. 4, p. 647-52, 2010.

KORNFELD, M. Essential and fundamental factors in crown and bridge prosthodontics. In: MOSBY (Ed.). **Mouth rehabilitation clinical and laboratory**

procedures. St. Louis: Mosby, 1974. cap. Essential and fundamental factors in crown and bridge prosthodontics, p.248-345.

LAWN, B. R. et al. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. **J Dent Res**, v. 81, n. 6, p. 433-8, Jun 2002.

LAWN, B. R. et al. Overview: Damage in brittle layer structures from concentrated loads. **Journal of materials research**, v. 17, n. 12, p. 3019-3036, 2002.

LAWN, B. R.; DENG, Y.; THOMPSON, V. P. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. **J Prosthet Dent**, v. 86, n. 5, p. 495-510, Nov 2001.

LENZ, J.; THIES, M.; SCHWEIZERHOF, K. In the service of the crown. **German Research**, v. 24, n. 2-3, p. 30-33, 2002.

LOHBAUER, U. et al. Fractographic analysis of a dental zirconia framework: a case study on design issues. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 3, n. 8, p. 623-9, Nov 2010.

LORENZONI, F. C. et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. **J Dent**, v. 38, n. 8, p. 626-34, Aug 2010.

LUNDGREN, D.; LAURELL, L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. I. Bilateral end abutments. **J Oral Rehabil**, v. 13, n. 1, p. 57-71, Jan 1986.

MAINJOT, A. K. et al. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. **Dent Mater**, Jan 11 2011.

MARCHACK, B. W. et al. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. **J Prosthet Dent**, v. 99, n. 3, p. 169-73, Mar 2008.

MCLAREN, E. A. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. **Compend Contin Educ Dent**, v. 19, n. 3, p. 307-8, 310, 312 passim; quiz 326, Mar 1998.

MCLEAN, J. W. **The Science and Art of Dental Ceramics - Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics.** Chicago: Quintessence Publishing Co., 1980. 512

MCLEAN, J. W. Tooth Preparation and the Design of Metal Substructures. . In: (Ed.). **Dental Ceramics**: Quintessence, 1983. p.173-187.

MCLEAN, J. W. K., M.L. **High-strength ceramics**: Quintessence Int. 18: 97- 106 p. 1987.

MILLER, L. L. Framework design in ceramo-metal restorations. **Dent Clin North Am**, v. 21, n. 4, p. 699-716, Oct 1977.

MORENA, R. et al. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. **J Dent Res**, v. 65, n. 7, p. 993-7, Jul 1986.

MUMFORD, G. The Porcelain Fused to Metal Restoration. **Dent Clin North Am**, v. 23, p. 241-9, Mar 1965.

NAYLOR, W. P. Essentials of metal ceramic substructure design. In: QUINTESSENCE (Ed.). **Introduction to metal ceramic technology**. Chicago, 1992. p.43-64.

NEIVA, G. et al. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. **J Esthet Dent**, v. 10, n. 2, p. 60-6, 1998.

ODMAN, P.; ANDERSSON, B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. **Int J Prosthodont**, v. 14, n. 6, p. 504-9, Nov-Dec 2001.

ORTORP, A.; KIHLE, M. L.; CARLSSON, G. E. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. **J Dent**, v. 37, n. 9, p. 731-6, Sep 2009.

PJETURSSON, B. E. et al. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. **Clin Oral Implants Res**, v. 18 Suppl 3, p. 73-85, Jun 2007.

QUINN, G. D. **Fractography of Ceramics and Glasses**. Washington, DC: National Institute of Standards and Technology, 2007. 546

RAIGRODSKI, A. J. et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. **J Prosthet Dent**, v. 96, n. 4, p. 237-44, Oct 2006.

REKOW, D.; THOMPSON, V. P. Near-surface damage--a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. **Proc Inst Mech Eng H**, v. 219, n. 4, p. 233-43, Jul 2005.

REKOW, D.; THOMPSON, V. P. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. **J Mater Sci Mater Med**, v. 18, n. 1, p. 47-56, Jan 2007.

REKOW, D.; ZHANG, Y.; THOMPSON, V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? **Compend Contin Educ Dent**, v. 28, n. 7, p. 362-8; quiz 369, 386, Jul 2007.

ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F.; FUJIMOTO, J. Design da estrutura e seleção do metal para as restaurações metalocerâmicas. In: ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F., *et al* (Ed.). **Próteses Fixa contemporânea**. São Paulo: Santos, v.2, 2002. cap. Design da estrutura e seleção do metal para as restaurações metalocerâmicas, p.488-512.

ROSENTRITT, M. et al. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. **J Dent**, v. 37, n. 12, p. 978-83, Dec 2009.

RUES, S. et al. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. **J Dent**, v. 38, n. 12, p. 987-94, Dec 2010.

SAILER, I. et al. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. **Int J Prosthodont**, v. 20, n. 4, p. 383-8, Jul-Aug 2007.

SCHERRER, S. S.; DE RIJK, W. G. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. **Int J Prosthodont**, v. 6, n. 5, p. 462-7, Sep-Oct 1993.

SCHERRER, S. S.; QUINN, G. D.; QUINN, J. B. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. **Dent Mater**, v. 24, n. 8, p. 1107-13, Aug 2008.

SCHERRER, S. S. et al. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. **Int J Prosthodont**, v. 19, n. 2, p. 185-92, Mar-Apr 2006.

SCHERRER, S. S. et al. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. **Dent Mater**, v. 23, n. 11, p. 1397-404, Nov 2007.

SCHMITTER, M. et al. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. **J Oral Rehabil**, v. 36, n. 8, p. 610-5, Aug 2009.

SEGHI, R. R.; SORENSEN, J. A. Relative flexural strength of six new ceramic materials. **Int J Prosthodont**, v. 8, n. 3, p. 239-46, May-Jun 1995.

SHELBY, D. S. Practical considerations and design of the porcelain fused to metal. **J Prosthet Dent**, v. 12, n. 3, p. 542-548, 1962.

SHOHER, I.; WHITEMAN, A. E. Reinforced porcelain system: a new concept in ceramometal restorations. **J Prosthet Dent**, v. 50, n. 4, p. 489-96, Oct 1983.

SILVA, N. R. et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. **J Dent Res**, v. 90, n. 1, p. 104-8, Jan 2011.

SILVA, N. R. et al. Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. **J Dent Res**, v. 89, n. 10, p. 1051-6, Oct 2010.

SOBRINHO, L. C. et al. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont**, v. 11, n. 3, p. 255-62, May-Jun 1998.

STEIN, R. S.; KUWATA, M. A dentist and a dental technologist analyze current ceramo-metal procedures. **Dent Clin North Am**, v. 21, n. 4, p. 729-49, Oct 1977.

STRAUSSBERG, G.; KATZ, G.; KUWATA, M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. **J Prosthet Dent**, v. 16, n. 5, p. 928-36, Sep-Oct 1966.

SUNDH, A.; SJOGREN, 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**, v. 31, n. 7, p. 682-8, Jul 2004.

SWAIN, M. V. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. **Acta Biomater**, v. 5, n. 5, p. 1668-77, Jun 2009.

TASKONAK, B. et al. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. **Dent Mater**, v. 24, n. 9, p. 1149-55, Sep 2008.

THOLEY, M. J. et al. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. **Dent Mater**, v. 26, n. 6, p. 545-52, Jun 2010.

THOLEY, M. J.; SWAIN, M. V.; THIEL, N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. **Dent Mater**, v. 25, n. 7, p. 857-62, Jul 2009.

TINSCHERT, J. et al. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. **Int J Prosthodont**, v. 21, n. 3, p. 217-22, May-Jun 2008.

ULUSOY, M.; TOKSAVUL, S. Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 6, p. 571-4, Nov-Dec 2002.

VAGKOPOULOU, T. et al. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. **Eur J Esthet Dent**, v. 4, n. 2, p. 130-51, Summer 2009.

VULT VON STEYERN, P.; CARLSON, P.; NILNER, K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. **J Oral Rehabil**, v. 32, n. 3, p. 180-7, Mar 2005.

VULT VON STEYERN, P. et al. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. **J Oral Rehabil**, v. 33, n. 9, p. 682-9, Sep 2006.

WAGNER, W. C.; CHU, T. M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. **J Prosthet Dent**, v. 76, n. 2, p. 140-4, Aug 1996.

WARPEHA, W. S., JR.; GOODKIND, R. J. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. **J Prosthet Dent**, v. 35, n. 3, p. 291-8, Mar 1976.

WEBBER, B.; MCDONALD, A.; KNOWLES, J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. **J Prosthet Dent**, v. 89, n. 2, p. 154-60, Feb 2003.

WISKOTT, H. W.; NICHOLLS, J. I.; BELSER, U. C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont**, v. 8, n. 2, p. 105-16, Mar-Apr 1995.

ZAHARAN, M. et al. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. **J Prosthodont**, v. 17, n. 5, p. 370-7, Jul 2008.

ZHANG, Y. et al. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. **Int J Prosthodont**, v. 19, n. 5, p. 442-8, Sep-Oct 2006.

ZHANG, Y.; PAJARES, A.; LAWN, B. R. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 71, n. 1, p. 166-71, Oct 15 2004.

Anexo A

Espécime: _____ Grupo: _____ Carga: _____ Mola nº: _____

Análise no estereomicroscópio

Dano	O	V	L	M	D
Deformação					
Trinca					
Fratura coesiva da porcelana					
Fratura catastrófica					

Nº Ciclos	Observações
0	_____
125 000	_____
250 000	_____
375 000	_____
500 000	_____
625 000	_____
750 000	_____
875 000	_____
1 000 000	_____

Anexo B

Tabela dos danos presentes em cada corpo de prova - Período, modo de falha e escore de cada corpo de prova dos 4 grupos avaliados.

Grupo	Período	Dano mais significativa	Escore
ZrCRP	500.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrCRP	750.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrCRP	750.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrCRP	1.000.000	Trinca radial na infraestrutura	6
ZrCRP	750.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrCRP	500.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrCRP	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrCRP	625.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrCRP	625.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrCRP	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrMRP	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrMRP	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrMRP	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrMRP	875.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrMRP	875.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrMRP	500.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrMRP	750.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrMRP	1.000.000	Trinca radial na porcelana	4
ZrMRP	875.000	Fratura coesiva da porcelana	5
ZrMRP	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrCRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrCRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrCRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrCRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrCRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrCRL	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrCRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrCRL	1.000.000	Trinca radial na porcelana	4
ZrCRL	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrCRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrMRL	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrMRL	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrMRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrMRL	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrMRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrMRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrMRL	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrMRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrMRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrMRL	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2