UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

FABIO CESAR LORENZONI

Avaliação da confiabilidade e modo de falha de coroas cerâmicas em função do módulo de elasticidade dos endentadores.

BAURU
2013

FABIO CESAR LORENZONI

Avaliação da confiabilidade e modo de falha de coroas cerâmicas em função do módulo de elasticidade dos edentadores.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas Aplicadas, área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

BAURU

2013

Lorenzoni, Fabio Cesar

L887a

Avaliação da confiabilidade e modo de falha de coroas cerâmicas em função do módulo de elasticidade dos endentadores/ Fabio Cesar Lorenzoni. – Bauru, 2013.

118 p. : il. ; 30cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

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

Assinatura:

Data:

DADOS CURRICULARES

FABIO CESAR LORENZONI

Nascimento	16 de Março de 1977
Naturalidade	Cascavel – Paraná
Filiação	Arceu Francisco Lorenzoni Iveth de Fátima Bandeira Lorenzoni
1996-2000	Curso de Graduação em Odontologia pela Universidade Federal de Pelotas, Faculdade de Odontologia (UFPel-RS).
2005-2007	Curso de Especialização em Prótese Dentária pela Associação Brasileira de Odontologia – Seção Mato Grosso do Sul (ABO/MS).
2007-2009	Curso de Pós Graduação, em nível de Mestrado, em Reabilitação Oral, pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB-USP.
2009-2013	Curso de Pós Graduação, em nível de Doutorado, Ciências Odontológicas Aplicadas, área de concentração Reabilitação Oral, pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB-USP.

Dedicatória

À DEUS, a quem tenho dado trabalho para me guiar e iluminar nesta caminhada.

Fer,

Como é bom saber que escolhi a pessoa certa para estar ao meu lado. Sei como foi árduo ficar em casa e cuidar de tudo, manter o sorriso no rosto todo dia, cuidar das nossas filhas e ainda ter tempo para me ouvir no fim do dia. Você acreditou e continua acreditando nos nossos sonhos, me encorajando e dando força nas horas difíceis para que a gente possa crescer e formar uma base sólida, um porto seguro para a nossa família.

Mais uma vez tenho que dizer que adoro, amo viver e compartilhar com você todos os momentos.

Minha querida, mesmo longe um do outro, mantemos nossos corações unidos pelo amor que nasceu entre nós.

Eu Amo você eternamente, vinte.

Raquel e Beatriz

Que experiência maravilhosa é essa de ser Papai. Vocês me ensinam todos os dias o imenso valor que pequenos gestos como sorrisos, gargalhadas, abraços, bom dia e te amo tem na vida. Amo vocês incondicionalmente desde o dia que vocês nasceram, chorei e senti que naquele momento tudo mudou e, para muito melhor. Sei que por muitos momentos estive ausente e sei o quanto isto faz falta, mas nunca deixo vocês longe do meu coração. Quero que vocês duas saibam o quanto me fazem feliz. Adoro ser seu PAPAI.

Amo vocês!

Dedicatória

Aos meus pais, **Arceu e Iveth**, serei eternamente grato pela dedicação, carinho, apoio e pelo amor incondicional que recebi durante toda a minha vida. Me ensinaram a lutar pelos meus ideais e objetivos e, cultivaram em mim todos os valores para ser uma pessoa responsável. Obrigado pelo esforço, por abrir mão de seus sonhos para fazer seus filhos felizes.

Pai e Mãe, não saberia como retribuir tudo o que ganhei, quero estar ao lado de vocês por muito tempo, e do fundo do meu coração

MUITO OBRIGADO.

Amo vocês.

Aos meus irmãos André e Eduardo, exemplos de dedicação, honestidade e caráter. Tenho muito orgulho de vocês.

Obrigado por tudo.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. José Carlos Pereira.**

À comissão de Pós-graduação da FOB/USP, representado pelo seu presidente **Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti.**

Ao **Departamento de Prótese** da Faculdade de Odontologia de Bauru, por toda dedicação e disponibilidade.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de Nova Iorque – Departamento de Biomateriais e Biomimética**, na pessoa do **Prof. Dr. Van P. Thompson**, por possibilitar que este e outros trabalhos pudessem ser realizados.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) – processo 494110-1**, pelo apoio financeiro que tornou possível este trabalho.

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^ª. Dr^a. Karin Hermana Neppelenbroek, Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, 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. Vinícius Carvalho Porto e Prof. Dr. Wellington Bonachela.** Muito obrigado pelos valiosos ensinamentos que muito contribuíram para o meu crescimento profissional.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Gerson Bonfante**, por ter me guiado na vida acadêmica de forma impecável, sempre com conselhos e conversas que abriram os olhos para o futuro. Por incentivar o meu crescimento como profissional para que eu pudesse fazer parte de um excelente grupo de pessoas que tratam a vida acadêmica com seriedade e dedicação. Ao grande amigo Gerson, por ter me acolhido dentro de sua família de forma excepcional, fazendo com que a distância de casa fosse menos sentida. Pelos inúmeros conselhos, que ajudaram a dar rumo a minha vida e de minha família também. Pelo seu caráter e conduta de vida que trata a todos de forma igual. Me sinto privilegiado por ter aprendido com seus exemplos. Muito obrigado!

Ao **Prof. Dr. Nelson Silva**, pela oportunidade criada para que eu pudesse desenvolver parte das minhas atividades na Universidade de Nova Iorque. Por ter me recebido de forma acolhedora permitindo que o desconhecido se tornasse uma inesquecível experiência de vida. Obrigado pela experiência compartilhada, pela amizade e pelos bons momentos.

Ao amigo **Estevam Bonfante**, que foi parte fundamental nesta caminhada e conquista. Quero registrar aqui a minha grande admiração por sua simplicidade, seriedade, caráter e competência, obrigado por ter me apoiado e confiado em mim e pela amizade que compartilhamos.

Aos amigos Accácio Lins do Valle, Luiz Fernando Pegoraro e Pedro César Garcia de Oliveira pelas conversas, conselhos e pelo apoio que contribuíram de forma decisiva em vários momentos.

Aos amigos de Doutorado **Marcelo, Paulo, Vitor, Luiz, Max, Lívia Lopes, Bruno, Priscila, Marcos, Vinícius e Marcela**, pela amizade, companheirismo e ajuda que recebi sempre de todos vocês. Foi extremamente enriquecedor conhecer e conviver com vocês.

Aos amigos do Doutorado em Periodontia: **Eduardo, Renata e Pedro**, pela ajuda e orientações valiosas na clínica.

Aos brothers **Guilherme, Juliana**, pela grande amizade e convivência que tivemos durante este período em Nova Iorque. Sem dúvidas, os problemas quando são divididos se tornam menores e vocês me ajudaram, e muito, nisto e nesta conquista. Obrigado pelos conselhos e pelos momentos inesquecíveis.

Aos amigos **Max, Luiz, Vitor e Leandro**, grandes companheiros, que participaram ativamente durante todas as fases desta conquista, mesmo quando eu estava muito longe. Valeu por tudo, pelas conversas, risadas, conselhos, trabalhos, mas principalmente pelo convívio e amizade a qual tenho grande estima.

Aos amigos durante o estágio na Universidade de Nova Iorque
Erika, Amilcar, Vanessa, Ramiro, Nick, Lucasz, Mary, Linlin Ren, Riddhi Gangolli, Lucas, Rodolfo, Fernando, Magdalena, Dindo Q. Mijares, Marta Baldassari, pela amizade, aprendizado e apoio durante todo o período que estive em Nova Iorque.

À amiga **Madalena Barbosa**, por ter me recebido em Nova Iorque sem, sequer, nunca ter me conhecido. Muito obrigado por tudo, pelas conversas, risadas, pelo apoio e por ter acolhido incondicionalmente minha família.

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

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

Aos funcionários do Centro Integrado de Pesquisa (CIP) **Marcelo, Márcia e Neusa**, muito obrigado pela disposição e solicitude com que sempre me receberam.

À todas as pessoas, amigos e amigas, aqui não citados, que de alguma forma contribuíram com esta conquista.

Meus sinceros agradecimentos.

“A FELICIDADE SÓ É PLENA SE FOR DIVIDIDA”

Chistopher J. McCandless

RESUMO

A incompatibilidade entre o módulo de elasticidade (E) do endentador e dos materiais cerâmicos durante os testes de fadiga tem gerado controvérsias. Foram testadas as hipóteses que coroas totalmente cerâmicas apresentarão confiabilidade à fadiga acelerada progressiva do tipo step-stress (hipótese 1) e modos de falha (hipótese 2) similares, quando dois endentadores, um à base de carboneto de tungstênio (WC, E = 600 GPa) e outro de cerâmica esteatite [SB, E = 90 GPa] forem utilizados para transferir a carga. Para avaliar o efeito dos endentadores, um preparo para coroa total em um molar inferior foi realizado. A partir deste modelo mestre, 42 coroas à base de Y-TZP e 42 réplicas em resina composta foram produzidas. As réplicas em resina foram envelhecidas por 30 dias. Todas as coroas foram cimentadas sobre estas réplicas com cimento autoadesivo (Rely X Unicem - 3M/ESPE, St. Paul, EUA) e divididas em dois grupos de acordo com o endentador (WC ou SB). As coroas foram submetidas tanto ao teste de resistência à fratura (n = 3 por grupo), empregado para determinar os perfis de carga (leve, moderado e agressivo) quanto à fadiga (n = 18 por grupo), utilizando um endentador novo para cada coroa. Impressões de todas as coroas e endentadores submetidos ao perfil leve foram obtidas, em pontos específicos do perfil (0, 40k, e, 80k 120k, 160k), vazadas com resina epóxi e avaliadas sob MEV, com a finalidade de inspecionar a morfologia e medir a área endentada. O 'Use level Probability' mostrou sobreposição entre os intervalos de confiança, indicando que não houve diferença significativa entre os grupos, independente do critério de falha. O módulo de Weibull Beta (β) calculado para IA (análise inicial) foi de 1,99 e 1,67 para SB e WC, respectivamente, apontando que a fadiga acelerou o fracasso em ambos os grupos. Este não foi o caso para os valores de β para a análise de FA (análise final) (SB = 1,1 e WC = 0,72), revelando que a carga pode ter influenciado sozinha o mecanismo de falha. Ambos os endentadores produziram padrões semelhantes de desgaste/danos nas coroas. A análise fractográfica revelou modos de falhas concorrentes, mas as trincas tipo cone parciais foram as mais dominantes em ambos os grupos. As medições das áreas endentadas mostraram diferença estatística entre os grupos (SB vs. WC) ($p < 0,05$). No geral, o endentador WC exibiu área maior do que a produzida pelo SB. O endentador mais compatível (SB) com a superfície cerâmica produziu confiabilidade e modos de falhas semelhantes ao ser comparada com o WC; assim, as hipóteses 1 e 2 foram aceitas.

Palavras Chave: Coroa Dentária. Cerâmicas. Fadiga.

ABSTRACT

Effect of indenter material on reliability of all-ceramic crowns.

Concerns about elastic modulus (E) mismatch between indenter and ceramic materials during fatigue testing have generated controversy. We hypothesized that all-ceramic crowns will exhibit similar step-stress sliding contact fatigue reliability (hypothesis 1) and failure characteristics (hypothesis 2) when using high stiffness tungsten carbide (WC, $E = 600$ GPa) vs enamel like steatite (SB, $E = 90$ GPa) indenters. To evaluate the effect of indenters, a preparation for a full crown was made on a first lower molar. From this master die 42 Y-TZP-veneered all-ceramic crowns and 42 tooth-resin replicas were made. Crowns were cemented onto the aged (30 days) tooth-resin replicas with self-adhesive resin-based cement (Rely X UniCem - 3M/ESPE, St. Paul, USA). After, crowns were divided into two groups according to indenter (WC or SB). Specimens were subject to single-load to fracture ($n = 3$ per indenter type) to determine the step-stress profiles (mild, moderate, and aggressive) and to mouth-motion step-stress fatigue-tested ($n = 18$ per indenter type). Two failure modes were determined (initial analysis [IA] and final analysis [FA]). For each crown, a new indenter was used and labelled accordingly for surface damage evaluation. Impressions from all crowns subjected to mild profile were taken following a pre-arranged number of cycles (0, 40k, 80k, 120k e, 160k), poured with epoxy resin and SEM evaluated to inspect the morphology and to measure the indented area. The use level probability plots of the fatigue data showed overlap between the 2-sided 90% confidence bounds. The calculated Weibull Beta (β) for IA was 1.99 and 1.67 for SB and WC, respectively, pointing out that fatigue accelerated the failure in both groups. This was not the case for the β values for the FA analysis (SB = 1.1 and WC = 0.72), revealing tha the load alone dicted the failure mechanism. Both indenters produced similar pattern of wear on crown surfaces. Fractographic landmarks showed competing failure modes, but partial cone cracks were the most dominant for both groups. The indented area measurements showed statistical difference between groups (SB vs WC) ($p < .05$). Overall, the WC indenter displayed the largest area than SB, except when 120k was taken into account. The more compliant SB indenter led to similar reliability and failure modes to WC (hypotheses 1 and 2 accepted).

Keywords: Dental crowns. Ceramics. Fatigue.

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância
CAD	Desenhado com auxílio do computador, Computer-Aided Design
CAM	Usinado com auxílio do computador, Computer-Aided Machining
CDA	Californian Dental Association
CET	Coeficiente de Expansão Térmico
FAPSS	Fadiga Acelerada Progressiva tipo Step-stress
IE	Infraestrutura(s)
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
PPF	Prótese(s) Parcial(is) Fixa(s)
SB	Cerâmica Esteatite
TRF	Teste de Resistência à fratura
USPHS	United States Public Health Service
Y-TZP	Zircônia
WC	Carboneto de Tungstênio

LISTA DE SIGLAS

mm	Milímetro
mm ²	milímetro quadrado
°	Graus
N	Newtons
β	Beta
η	Eta
μm	Micrometros
mm/mim ⁻¹	milímetro por minuto
HV	dureza Vickers
%	Porcento
k	mil vezes a unidade
kV	Kilovolts
μm/m*K	micrômetro por metro Kelvin
Hz	Hertz
s	segundo
GPa	Gigapascal
<i>E</i>	Módulo de Elasticidade

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1	Mecanismo de evolução e propagação das trincas e influência do endentador	23
2.2	Trabalhos empregando Esteatite como endentador	29
2.2.1	Testes de resistência à fadiga e à fratura	30
2.2.2	Testes de resistência ao desgaste	34
2.3	Trabalhos empregando carboneto de tungstênio (WC) como endentador	35
2.4	Longevidade de coroas e PPF à base de Y-TZP	41
2.5	Desenho da Infraestrutura	58
3	PROPOSIÇÃO	67
4	MATERIAL E MÉTODOS	71
4.1	Preparo dos Espécimes	71
4.2	Forma da IE	73
4.3	Endentadores	74
4.4	Cimentação das coroas	75
4.5	Testes Mecânicos	75
4.6	Caracterização do Modo de Falha	77
4.7	Caracterização da superfície da coroa e dos endentadores	78
4.8	Análises Estatísticas	79
5	RESULTADOS	83
5.1	Análises Estatísticas	83
5.2	Modos de Falha	87
6	DISCUSSÃO	97
7	CONCLUSÕES	107
	REFERÊNCIAS	111

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

As coroas totais representam a maior parte dos tratamentos protéticos (WALTON, 1999; CARLSSON; OMAR, 2006; DENRY; KELLY, 2008), talvez porque este fato esteja atrelado aos avanços científico e técnico proporcionados pelos implantes dentários, especialmente nos últimos anos. De acordo com um estudo conduzido pela Associação Dentária Americana, mais de 45 milhões de coroas foram cimentadas nos Estados Unidos da América em consultórios particulares no ano de 1999, sendo que destas 37 milhões eram coroas totalmente cerâmicas. Com isto, fica claro que o mercado passou a consumir, por vezes exigir, uma Odontologia considerada “mais estética”, impulsionando o desenvolvimento dos sistemas totalmente cerâmicos. Vale dizer que isto pode estar associado à possibilidade de um resultado estético aquém do ideal proporcionado pelo sistema metalocerâmico (PJETURSSON et al., 2007). Como todo produto, estes sistemas vêm sofrendo constante aperfeiçoamento para suportar este abundante, se não alucinante, mercado, o qual aparentemente visa tão somente o resultado estético, sem qualquer tipo de compromisso com a longevidade final da peça instalada.

A literatura a respeito do desempenho em longo prazo dos sistemas cerâmicos à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) tem levado pesquisadores e laboratórios de pesquisa a investigar soluções para que esta se torne uma opção mais previsível sob o ponto de vista mecânico e, consequentemente, sob a ótica clínica. Infelizmente, dados de performance clínica (considerando acompanhamentos de longo prazo) para coroas e prótese parcial fixa (PPF) à base de Y-TZP ainda não estão disponíveis. Contudo, o que se observa é uma elevada estabilidade da infraestrutura (IE) de Y-TZP tanto em estudos *in vitro* (KIM et al., 2008b; COELHO et al., 2009; COELHO et al., 2009; BONFANTE et al., 2010c; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a) quanto em pesquisas clínicas com tempo de avaliação considerado como curto (SAILER et al., 2006; EDELHOFF et al., 2008; TINSCHERT et al., 2008; ÇEHRELI et al., 2009; ÖRTORP et al., 2009; SAILER et al., 2009; TSUMITA et al., 2010; PELÁEZ et al., 2012). Adicionalmente, fraturas de IE à base de Y-TZP em PPF de 3 elementos ou em coroas podem ser consideradas como episódios raros (VULT VON STEYERN et al., 2005; SAILER et al., 2006; SAILER et al., 2007; EDELHOFF et al., 2008; MOLIN; KARLSSON, 2008; TINSCHERT et al., 2008; ÇEHRELI et al., 2009; ÖRTORP et al., 2009; SAILER et al., 2009; ROEDIGER et al., 2010;

TSUMITA et al., 2010; PELÁEZ et al., 2012; SCHMITT et al., 2012; SORRENTINO et al., 2012). Apesar destes promissores dados em relação à resistência da IE, as fraturas envolvendo a porcelana de cobertura têm sido frequentemente descritas como o modo de falha mais comum neste sistema. Estas falhas apresentam taxas que variam de 6% a 15% em estudos de 24 a 38 meses (VULT VON STEYERN et al., 2005; SAILER et al., 2006; TINSCHERT et al., 2008), os quais avaliaram PPF dento suportada. Somente um único estudo avaliou PPF implanto suportada e revelou índices de lascamento da porcelana de cobertura na ordem de 53% após somente 12 meses (LARSSON et al., 2006). Tendo em vista estes resultados negativos em relação às taxas de fratura da porcelana de cobertura, muitas tentativas têm sido propostas para otimizar a performance deste sistema totalmente cerâmico, incluindo modificações tanto na configuração do desenho da IE (BONFANTE et al., 2009; LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2011a) quanto no tempo de resfriamento (SWAIN, 2009; THOLEY et al., 2011), dentre outras.

Como resultado desta literatura controversa em relação à performance não somente relacionada às coroas à base de Y-TZP, mas também a outros sistemas como os à base de leucita, alumina, dissilicato de lítio, estudos têm sido realizados para desenvolver mecanismos de pesquisa que possibilitem antecipar em laboratório o desempenho clínico do material. A partir disto, entender os mecanismos de fratura e a confiabilidade envolvidos nas cerâmicas odontológicas tornou-se importante na tentativa de prever o comportamento em longo prazo destes sistemas totalmente cerâmicos. Desta forma, uma série de estudos *in vitro* têm revelado o complexo mecanismo da falha (início e propagação de trincas) por meio do emprego tanto de espécimes com formas não dentárias (conhecidos como flat-layers) (ZHANG et al., 2005; BHOWMICK et al., 2007b; KIM et al., 2008a; KIM et al., 2008b) como em coroas de pré-molares ou molares (COELHO et al., 2009a; COELHO et al., 2009b; BONFANTE et al., 2010a; BONFANTE et al., 2010c; LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a; SILVA et al., 2011b; SILVA et al., 2012). Sob a ótica dos testes laboratoriais, vários fatores estão envolvidos para testar estes materiais em condições que simulem as características clínicas. Assim, os testes de ciclagem com contato deslizante em água têm provado reproduzir as condições clínicas que simulam a biomecânica do contato oclusal (ZHANG et al., 2005; COELHO et al., 2009a; COELHO et al., 2009b; BONFANTE et al., 2010a; BONFANTE et al., 2010c; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a; SILVA et al., 2011b; SILVA et al., 2012). Esta metodologia quando aplicada em coroas cerâmicas

produzem fraturas que são clinicamente relevantes, o que sugere a eficiência e confiabilidade deste método (COELHO et al., 2009a; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a).

Entretanto, a maior parte destes estudos foi realizada empregando endentadores (peça que transmite a carga produzida pela máquina de ciclagem à superfície cerâmica) com elevado módulo de elasticidade (carboneto de tungstênio – WC [600 GPa]) para simular o contato oclusal dos dentes antagonistas sobre a superfície cerâmica (ZHANG et al., 2005; BHOWMICK et al., 2007b; BONFANTE et al., 2009; COELHO et al., 2009b; COELHO et al., 2009b; BONFANTE et al., 2010a; BONFANTE et al., 2010c; LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a; SILVA et al., 2011b; SILVA et al., 2012). O emprego deste material tem sido justificado pela literatura pertinente pelo simples fato de permitir que vários espécimes sejam testados sem a substituição do endentador (BHOWMICK et al., 2007a). Entretanto, este módulo de elasticidade é muito superior ao calculado para o esmalte (40 – 80 GPa), dentina (~ 15 GPa), e inclusive para as resinas compostas (~ 15 GPa). Numérica e teoricamente, esta grande diferença entre os módulos de elasticidade modificaria a concentração e a distribuição de estresse na superfície cerâmica (JOHNSON et al., 1973; SPENCE, 1975), visto que o módulo de elasticidade entra no cálculo proposto pela teoria de contato de Hertzian (LAWN, 1998; LAWN et al., 2002) para determinar a pressão exercida sobre a superfície contatada. Dessa forma, o estresse de contato induzido na superfície aumenta direta e constantemente de acordo com o aumento da área endentada. Assim, a relevância clínica deste modelo e, conseqüentemente, de seus resultados têm sido amplamente questionados tanto pela literatura (KELLY, 1999) quanto por revisores de revistas internacionais com fator de impacto calculado, os quais frequentemente reportam a preocupação com os resultados obtidos devido a grande diferença entre o módulo de elasticidade do endentador com aqueles materiais mais rotineiramente observados nos dentes antagonistas. De fato, embora o teste de endentação possa ser considerado como “simples”, a complexa formação do campo de estresse produzido pelo contato do endentador com a superfície cerâmica leva a dificuldade na interpretação dos resultados (JOHNSON et al., 1973).

Contudo, vale reportar que os contatos podem ser estabelecidos entre materiais com propriedades mecânicas (módulo de elasticidade) distintas. Como exemplos, além dos contatos estabelecidos entre esmalte/esmalte, esmalte/dentina e, dentina/dentina, se pode citar aqueles estabelecidos entre cerâmica (nas suas mais variadas composições) e esmalte, entre

metal e esmalte, entre cerâmica e resina composta e, entre demais associações. Talvez estas combinações de contatos oclusais possam induzir diferentes comportamentos do ponto de vista mecânico. Desta forma, estudos de fadiga acelerada empregando endentadores com baixo módulo de elasticidade e mais compatíveis com os dentes antagonistas são necessários para validar ou não o uso de endentadores com elevado módulo de elasticidade.

Para este fim, a cerâmica conhecida como Esteatite (SB) tem sido considerada como um substituto para o esmalte em pesquisas laboratoriais (WASSELL et al., 1994a; WASSELL et al., 1994b) devido ao seu módulo de elasticidade ser considerado baixo (~ 90 GPa) e próximo à variação do módulo reportado para o esmalte ($\sim 40 - 80$ GPa). Também permite simular o padrão de desgaste e a distribuição de estresse produzidos pelo esmalte (WASSELL et al., 1994a; WASSELL et al., 1994b). Além disso, tem sido especulado que devido ao uso de um endentador mais semelhante em termos de módulo de elasticidade ao esmalte, a intensidade de estresse na área de contato será menor (BHOWMICK et al., 2007a), o que potencialmente poderia aumentar a confiabilidade e produzir padrões de fraturas ou de danos superficiais diferentes (talvez ambos menos pronunciados) do que ao se utilizar um endentador com elevado módulo como o WC.

Desta forma, este trabalho tem por objetivo avaliar a confiabilidade e o modo de falha na superfície cerâmica produzida pelos endentadores WC e SB, atuando sobre a superfície oclusal cerâmica representativa de um primeiro molar inferior, sob regime imposto pelo teste de fadiga acelerada progressiva tipo step-stress (FAPSS).

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Mecanismo de evolução e propagação das trincas e influência do endentador

Hertzian ou endentação por meio de esferas sobre materiais frágeis como a cerâmica representa um teste extremamente importante para examinar as fraturas de contato induzidas. A razão mais importante para este tipo específico de análise relaciona-se com a necessidade de um modelo de dano induzido por contato, o qual é reconhecido ser de grande importância devido à ampla variedade de aplicações tanto na engenharia quanto na biomedicina dos materiais cerâmicos, visto que a presença de trincas nestes materiais pode significar a redução da resistência e, conseqüentemente, a diminuição da vida útil deste material/produto. A formação de uma trinca anelada (ring crack) é o primeiro evento do mecanismo de dano que ocorre durante o contato entre duas superfícies, indicando que o material está respondendo elasticamente à ação quando a carga nominal aplicada é superior à tenacidade à fratura do material cerâmico. Este tipo específico de dano (ring crack) é causado pelo estresse concentrado na margem da endentação (radial tensile stress) entre endentador e superfície alvo. Durante a dinâmica do contato, o endentador esférico ao contatar a superfície cerâmica causa o seu deslocamento para dentro e para fora, gerando uma região de compressão exatamente abaixo do local que ocorreu o contato, a qual é circundada por área de tensão resultante.

Jonhson et al. (1973) explanaram que a base fundamental para explicar a formação da trinca tipo cone é fornecida pela teoria de contato de Hertz. Esta teoria prediz que existe uma distribuição da pressão de estresse sob o contato do endentador, com conseqüente depressão da superfície endentada e aplainamento do endentador. Isto leva a um deslocamento elástico ou deformação elástica da superfície cerâmica para dentro e em direção ao centro da endentação. Este deslocamento elástico produz a formação de uma área de compressão circundada por uma zona de tensão. Ainda, sugerem que a magnitude máxima de tensão experimentada pela superfície ocorre na borda da área contatada e diminui gradualmente em magnitude na região localizada fora da área de contato. Além disso, propõe que quando dois corpos entram em contato mecânico, o deslizamento entre estas superfícies é esperado e restrito pelo coeficiente de fricção, ou seja, quanto mais próximo ao zero maior será o

deslizamento entre as superfícies contatantes. Sugerem também que se o módulo de elasticidade do endentador for diferente em relação ao da superfície a ser testada, forças de fricção são desenvolvidas na interface entre as superfícies, as quais tem a possibilidade de modificar o estresse de contato teorizado por Hertz. Em outras palavras, um endentador mais rígido do que a cerâmica produz um aparente aumento na resistência à fratura do material, sendo que um endentador mais compatível produz resultado oposto. Nos testes realizados, endentadores metálicos produziram resultados de resistência à fratura 50% maior do que quando foram empregados endentadores de vidro. O raio médio das trincas tipo cone produzidas por endentadores metálicos foi maior quando comparado ao resultado com endentadores de vidro. Desta forma, concluíram que, quando o endentador apresentar maior módulo de elasticidade do que a superfície cerâmica, o estresse máximo é maior e localizado primariamente na margem da endentação.

Warren e Hills (1994) teorizaram que a diferença do módulo de elasticidade entre o endentador e a superfície cerâmica a ser testada tem profunda influência na indução e distribuição de estresse sob a área de endentação, além de postularem que se espera um aumento no crescimento dos defeitos na superfície endentada por utilizar um endentador mais rígido do que a superfície cerâmica. Indicaram que esta diferença aumenta o campo de tensão sob o ponto de carregamento, o que é diferente quando o material do endentador e da superfície cerâmica apresentam módulos similares. Quando dois corpos com módulo de elasticidade distintos entram em contato durante o movimento (como nos testes de fadiga em coroas, por exemplo), haverá um relativo deslocamento de um dos corpos e, este movimento, será resistido pela presença de forças interfaciais de fricção. Quando esta fricção for considerada baixa, ocorrerá a formação de um trilho de deslizamento maior e quando a força de fricção for alta, praticamente não haverá a formação deste trilho de deslizamento. Os autores citaram o trabalho de conduzido por Spence (1975) o qual descreveu que a área de contato consiste de uma zona central de aderência (stick zone), a qual é circundada por uma zona de deslizamento (slip zone).

Bhowmick et al. (2007b) realizaram um estudo laboratorial sobre a competição entre os modos de trincas em estruturas cerâmicas (estruturas conhecidas como bicamada [porcelana de cobertura e IE]) que simulam a composição de coroas dentárias (uma frágil porcelana recobrendo uma rígida IE cerâmica). O teste de contato com fadiga cíclica foi conduzido em água nestes espécimes ('flat layer'). Os autores consideraram que vários sistemas de fraturas podem operar sob condições diferentes, mas os dominantes são as trincas

conhecidas como tipo radial (R) que são oriundas da superfície inferior da IE (onde o estresse flexural se concentra), e como trincas denominadas de cones internos e externos (outer e inner cone cracks) que se desenvolvem na superfície da cerâmica próxima a área de carregamento. Contudo, vários fatores podem influenciar o início e a evolução das trincas como: as propriedades mecânicas do material (módulo de elasticidade, resistência à fratura, tenacidade à fratura), o modo de carregamento (carga única vs. carga cíclica prolongada), o estresse residual e, a espessura da porcelana de cobertura, dentre outras. Em suma, sob a ação do carregamento cíclico os principais modos de trincas que competem são as chamadas radiais que surgem na IE e as conhecidas cones interno e externo que atuam na porcelana de cobertura. Qualquer uma destas pode dominar em situações de carga elevada associada à baixa ciclagem, porém dependem do material da IE. Assim, as trincas radiais dominariam em situações aonde a IE apresentar menor resistência (como nos vidros cerâmicos e alumina), já as trincas internas e externas dominariam quando a IE apresentar maior resistência (como na Y-TZP). Contudo, em situações de baixa carga e elevado número de ciclos as trincas cone interno tornaram-se dominantes. Desta forma, tanto as condições de ciclagem quanto as propriedades mecânicas da IE cerâmica apresentam papel importante no sistema de falha predominante.

Conhecer o comportamento mecânico envolvido com o início e a propagação de danos (trincas) nas cerâmicas com finalidade odontológica é fundamental para aumentar a sua resistência ao dano. Kim et al. (2007) avaliaram a morfologia e a evolução das trincas em espécimes com formas retangulares à base de um vidro composto por soda line com dimensões de 25 x 25 x 1 milímetros (mm). Este vidro foi cimentado sobre um substrato à base de policarbonato com uma resina epóxi. Utilizaram este tipo de material (soda line vidro), pois é transparente e permite a visualização em tempo real do início e da propagação das trincas. Estes espécimes foram submetidos principalmente a dois diferentes tipos de carregamento: 1) Uniaxial (sem movimento de deslizamento lateral) ou 2) Bi-axial (com movimento de deslizamento lateral). A principal justificativa para o desenho deste estudo foi baseado no fato de que durante as atividades mastigatórias, um movimento de deslizamento no final do ciclo mastigatório ocorre quando os dentes já estão em contato, o que provoca a formação de áreas de desgaste e de deslizamento em forma de arco. Com relação à morfologia das trincas, no carregamento uniaxial a primeira trinca formada é conhecida como cone externo que tem direção de propagação para o interior e para o lado, com velocidade lenta de evolução, porém constante, formando um ângulo típico de $22^{\circ} \pm 5^{\circ}$ em relação a sua

superfície. Ainda, a trinca tipo cone externo somente experimenta estresse tipo compressão em toda a sua extensão e não tem envolvimento com o bombeamento hidráulico. Posteriormente, ocorre a formação de uma trinca conhecida como cone interno, que se forma sob a área de carregamento. Esta tem velocidade de evolução muito mais rápida do que a cone externo e seu ângulo de penetração no material é de aproximadamente $55^{\circ} \pm 15^{\circ}$ em relação à superfície. A intrusão de água no interior das trincas é evidente, especialmente durante a fase de carga do ciclo de fadiga. Reportaram que quando a trinca tipo cone interno atingiu a metade da espessura do espécime, esta começou a experimentar tensões do tipo flexional, o que permitiu que se desenvolvesse de forma muito mais rápida e surgisse de forma muito repentina na superfície de cimentação do corpo de prova, levando a sua fratura. Por outro lado, durante o carregamento biaxial as trincas conhecidas como cone parcial (partial cone, uma forma distorcidas da chamada cone interno) surgiram durante o primeiro ciclo de carregamento. A angulação desta trinca é de aproximadamente $52^{\circ} \pm 10^{\circ}$, a qual é muito mais agressiva do que as trincas tipo cone externo. Ao atingirem a metade da espessura do espécime estas se propagaram rápido até a interface com o agente cimentante, levando à fratura do corpo de prova. Os autores sugeriram que a reprodução do deslizamento lateral é altamente deletéria para a cerâmica; portanto, esta metodologia deve sempre ser considerada em estudos de fadiga endereçados a responder questões de longevidade sobre materiais restauradores. A justificativa para empregar endentadores WC foi baseada na possibilidade de se utilizar um mesmo endentador para testar vários corpos de prova.

Kim et al. (2008a) utilizando o vidro conhecido como soda line cimentado com resina epóxi sobre um substrato de policarbonato estudaram o efeito do carregamento em superfícies inclinadas com relação à evolução dos danos. Dois grupos foram formados, sendo que no primeiro grupo a superfície de cimentação foi considerada como livre de microtrincas para evitar estresse de tensão induzido por estas. No segundo grupo, a superfície de cimentação foi propositalmente jateada com óxido de alumínio com partículas de 50 μm para formar microtrincas nesta superfície (o objetivo foi formar estresse tipo tensão). Os espécimes foram submetidos à ciclagem dinâmica com deslizamento lateral com cargas variando entre 50 a 510 N, sendo que um endentador à base de WC foi empregado para transferir a carga. Os espécimes receberam carga tanto no sentido axial ou com inclinação de 30° em relação ao solo. Com relação à morfologia das trincas, quando a carga foi aplicada no sentido axial ocorreu primeiro a formação das trincas conhecidas como cone externo seguido pela formação das cone interno, as quais são mais agressivas tanto em relação ao ângulo de

penetração no espécime quanto em relação a sua velocidade de propagação. Quando o espécime recebeu carga em uma superfície inclinada de 30° houve a formação inicial da trinca chamado cone parcial, a qual apresenta um ângulo de penetração muito inclinado e com velocidade de evolução muito rápida. Vale ressaltar que tanto as cone interno quanto as cone parcial iniciam sua propagação em uma área de compressão e quando atingem a área de tensão sua velocidade de propagação aumenta rapidamente. Reportaram também que as trincas tipo cone interno e parcial são sujeitas a ambos os tipos de estresse (tensão e compressão) e, portanto, são dirigidas pelo bombeamento hidráulico associado ao crescimento da trinca. Porém, as trincas tipo cone parcial experimentam uma quantidade aumentada de estresse compressivo, associado ao fato de um estresse também intensificado devido ao trilho de deslizamento provocado pelo movimento deslizante do endentador (devido à fricção associada). Por outro lado, as trincas tipo cone interno somente experimentam pequeno estresse tipo tensão e passam por um estágio de incubação durante o qual estão aprisionadas sob uma zona de compressão. Quando o espécime foi jateado antes da cimentação, foi possível observar a formação da conhecida trinca radial concomitantemente com as demais trincas que são provenientes do contato oclusal. As trincas tipo radial foram consideradas como largas e propagaram-se no sentido lateral e em direção à superfície oclusal. Reportaram ainda que a inclinação empregada (30°) para a ciclagem foi mais sensível para a formação da trinca cone parcial do que para a radial a partir da superfície de cimentação. Discutiram que o carregamento inclinado é altamente deletério para as fraturas que se originam de trincas tipo cone (induzidas pelo contato entre o endentador e a superfície cerâmica), reduzindo a previsão de sobrevida deste tipo de espécime pela metade quando comparado ao carregamento axial. Contrariamente, este carregamento inclinado é menos nocivo às fraturas do tipo radial (flexão induzida), pois aumentou o tempo de vida à fadiga devido a fratura radial por 5 vezes em relação à carga axial. Finalmente, os autores sugeriram que para coroas monolíticas (apresentam apenas uma única camada de cerâmica) uma cerâmica espessa (maior do que 1 mm na oclusal) com cúspides com angulação ampla é recomendada para prevenir fraturas oriundas da linha de cimentação (radial cracks).

Para entender a morfologia e a evolução de trincas em um sistema totalmente cerâmico à base de Y-TZP, Kim et al. (2008b) propuseram avaliar estes fatores em espécimes com forma circular com 15 mm de diâmetro por 1,5 mm de espessura. Um endentador à base de WC com raio de 1,5 mm foi utilizado para transferir a carga sobre a superfície cerâmica. Os espécimes foram ciclados em uma angulação de 30° em relação à superfície, em uma

máquina que simula os movimentos mandibulares (incluindo o deslizamento lateral). Os espécimes de Y-TZP foram cimentados sobre um substrato composto por resina composta e armazenados em água por 4 semanas antes do início do teste de fadiga. Como grupo controle, o vidro conhecido como soda line foi aplicado sobre as bases de Y-TZP, pois devido a sua transparência existe a possibilidade de se acompanhar em tempo real o surgimento e a evolução das trincas. As trincas dominantes foram as do tipo cone parcial, porém apresentaram comportamento diferente ao observado quando somente a soda line foi cimentada sobre o substrato de policarboxilato. Ao se utilizar um sistema denominado três camadas, sendo a camada de suporte formada pela Y-TZP, esta trinca propagou-se de forma constante por toda a espessura da soda line sem atravessar uma área característica de tensão (existente nos testes que se empregou somente a soda line sem um substrato como a Y-TZP). Este fenômeno foi possível devido à elevada rigidez da Y-TZP, o que impede ou minimiza a flexão na cerâmica de cobertura.

Como visto, a maior parte do conhecimento sobre a morfologia e a propagação das trincas foi baseado em trabalhos que empregaram como endentador o material à base de WC. Contudo, Santana et al. (2009) empregando a mesma metodologia utilizada para entender o mecanismo de evolução das trincas (modelos 'flat layer') avaliou o comportamento de fratura quando a IE ou era constituída por alumina ou por Y-TZP. Estas estruturas foram testadas seguindo uma inclinação de 30°, através da metodologia FAPSS. Testaram a hipótese de que as estruturas formadas pela alumina seriam mais suscetíveis às trincas tipo radial e que cargas altas seriam necessárias para produzir falhas nos espécimes com IE à base de Y-TZP. Embora a probabilidade Weibull não tenha identificado diferença estatística na confiabilidade de ambos os sistemas, os autores sugeriram que houve uma tendência (embora não testada estatisticamente) da IE de Y-TZP apresentar confiabilidade maior do que as estruturas compostas pela alumina. Com relação à morfologia dos danos após o teste de fadiga, notou-se que somente em alguns espécimes confeccionados com alumina houve a presença das trincas tipo radial (o que era esperado devido às propriedades mecânicas da alumina, especialmente relacionada a sua tenacidade à fratura). Com relação à morfologia das trincas tipo cone (interno, externo e parcial – formadas na região da aplicação da carga) as trincas tipo cone interno foram reconhecidas como sendo o padrão dominante, a qual atingiu a interface entre a porcelana de cobertura e a IE. Entretanto, de acordo com as imagens fornecidas pelo estudo, estas trincas apresentavam um ângulo agudo de penetração na cerâmica, o que poderia sugerir que se tratava de trincas tipo cone parcial e não cone interno. Desta forma, concluíram que a

IE de alumina é mais sujeita a formação de trincas tipo radial, contudo, não houve diferença estatística na confiabilidade entre alumina e Y-TZP.

Recentemente, Wereszczak et al. (2011) avaliaram o efeito de diferentes endentadores na força requerida para iniciar a formação de trincas aneladas (ring cracks). Os materiais testados apresentavam módulo de elasticidade partindo de 213 GPa (Y-TZP) até 629 GPa (WC). Para o teste, foi aplicado carregamento único com velocidade de 0,1 mm/mim, sendo que uma unidade de emissão acústica foi acoplada ao substrato alvo, utilizado para identificar o ruído sonoro relacionado com o início da formação da trinca tipo cone. Reportaram que o emprego de endentadores com menor módulo de elasticidade resultou em menor força inicial para produzir este dano e esta diminuição foi estatisticamente significativa. Ou seja, o endentador WC gerou maior concentração de estresse para iniciar a trinca tipo cone quando comparado aos demais materiais testados como endentadores.

Na discussão do estudo conduzido por Silva et al. (2012), citaram que o contato mais rígido produzido pelo endentador à base de WC poderia produzir uma distribuição de estresse mais concentrada. Este fato poderia potencialmente alterar os mecanismos de fraturas que operam em sistemas cerâmicos. Recordaram que no ponto de contato, a pressão aumenta direta e proporcionalmente com o tamanho da área de contato (LAWN, 1998; LAWN et al., 2002). Teoricamente, como o módulo de elasticidade entra na equação de Hertzian, o módulo de elasticidade afetaria a área de contato e, portanto, reduziria a concentração de estresse na área. Isto em termos finais poderia significar que um endentador com propriedades mais próximas às do esmalte dentário poderia produzir danos ou dados de confiabilidade diferentes dos reportados com endentadores esféricos de WC ou de metal. Porém, afirmaram que este tipo de teste FAPSS empregando esferas de WC como endentadores produz fraturas que são clinicamente relevantes (COELHO et al., 2009a; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a).

2.2 Trabalhos empregando Esteatite como endentador

Endentadores WC vêm sendo frequentemente empregados como meio de transferir a carga para a superfície cerâmica (BHOWMICK et al., 2007b; COELHO et al., 2009a; COELHO et al., 2009b; SANTANA et al., 2009; BONFANTE et al., 2010a; BONFANTE et al., 2010b; BONFANTE et al., 2010c; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a; SILVA et al., 2011b; SILVA et al., 2012). Entretanto, o emprego deste material como endentador sofre

constantes críticas devido ao seu elevado módulo de elasticidade, o qual não é similar ao calculado para o esmalte (KELLY, 1999). Devido a este fato, recentemente a cerâmica à base de esteatite vêm sendo utilizada em estudos *in vitro* devido à similaridade entre seu módulo de elasticidade com o do esmalte.

O composto esteatite ($Mg_2Si_2O_6$) representa a maior parte da cerâmica conhecida como esteatite. A forma natural deste material é o mineral enstatite, o qual é um importante silicato da manta da terra e de meteoritos, também encontrado naturalmente como pedra-sabão ou talco maciço. Na composição da esteatite pode haver a adição de outros componentes como alumina, cálcio e óxido de ferro, de acordo com o propósito ao qual se destina a cerâmica. Resistência de aquecedores e isolantes elétricos são comumente fabricados a partir desta cerâmica devido ao seu baixo custo, refratariedade e elevada resistência elétrica diante de altas temperaturas. Este material também tem sido considerado como ideal em casos aonde elevada frequência é esperada, baixa perda e isolamento de alta tensão, sendo também utilizada para fabricação de para-raios, velas de ignição e outros objetos (WIKIPEDIA, 2013).

2.2.1 Testes de resistência à fadiga e à fratura

Da mesma forma como o sistema metalocerâmico, os implantes de titânio podem representar um desafio estético quando condições teciduais (óssea e gengival) não são adequadamente consideradas antes da sua instalação (KOHAL et al., 2006). Assim, implantes de zircônia restaurados com diferentes sistemas totalmente cerâmicos (Empress 1 [n = 16] e Procera [n = 16]) com forma anatômica de incisivos centrais superiores foram submetidos aos testes de resistência à fadiga e/ou de resistência à fratura (metade dos espécimes foi submetida à fadiga antes do teste de resistência à fratura). O grupo controle foi formado pelo implante de titânio restaurado com coroas metalocerâmicas [n = 16]. O endentador de esteatite foi empregado para transferir a carga sobre a superfície palatina (a 3 mm de distância da incisais) das coroas no teste de resistência à fadiga (1.2 milhões de ciclos, 50 N de carga), enquanto que um endentador metálico foi empregado para aplicar a carga sobre a incisal no teste de resistência à fratura. Somente três coroas do sistema Empress 1 apresentaram a formação de trincas sob a área de contato durante a fadiga; contudo, como esperado todos os corpos de prova apresentaram área de desgaste devido à ação do endentador sobre a superfície cerâmica.

Não houve relato de fraturas durante a fadiga, talvez devido à utilização de uma carga (50 N) que pode ser considerada como baixa.

De acordo com Preis et al. (2012a) o uso da Y-TZP tornou-se popular devido ao seu elevado potencial estético e biocompatibilidade. Entretanto, fraturas da porcelana de cobertura são consideradas como o maior ponto negativo do sistema. Vários fatores têm sido discutidos para solucionar tal problema incluindo o emprego de IE anatomicamente desenhadas, a procura de uma espessura uniforme da porcelana de cobertura, o adequado protocolo de resfriamento e o equilíbrio entre os coeficientes de expansão térmico (CET) da porcelana de cobertura e IE. Porém, o conceito de coroas e PPF monolíticas em Y-TZP surge com o objetivo de sanar o resultado adverso da cobertura estética. Para avaliar a capacidade de resistência, 56 PPF (substituindo o espaço de um primeiro molar com 10 mm de extensão) foram usinadas a partir de blocos da Cercon (DeguDent), por meio de seu sistema CAD/CAM (desenhado com auxílio do computador/usinado com auxílio do computador). Sete grupos (n = 8) foram formados, sendo que em um grupo a IE anatomicamente desenhada recebeu a aplicação manual da cerâmica de cobertura. Nos grupos monolíticos o efeito do glaze, polimento, repolimento e ajustes oclusais foram testados. A carga (50 N, 1.2×10^6) foi aplicada em três pontos na superfície oclusal do pântico, por meio de um endentador esférico à base da cerâmica esteatite de 12 mm de diâmetro. Após a ciclagem mecânica, as PPF submeteram-se ao carregamento único até a fratura por meio de um endentador metálico (diâmetro de 12 mm). Nenhuma PPF falhou durante o teste de ciclagem mecânica. Todas apresentaram na superfície de contato facetas de desgastes, sendo que naquelas aonde houve a aplicação da camada de glaze houve a exposição da Y-TZP. Entretanto, no grupo que recebeu a aplicação da camada de cerâmica de cobertura houve o aparecimento de trincas e defeitos nos limites da área endentada, com exposição da IE. Não houve diferença estatística quando os testes de resistência à fratura foram analisados. A fratura típica ocorreu na área do conector, sendo que esta se iniciou na área gengival do pântico a partir imperfeições ou poros que foram identificados como áreas de início e de propagação da trinca (o defeito crítico foi identificado com tendo tamanho entre 50 e 100 μm). Os resultados do estudo mostraram que o desgaste (simulando ajustes oclusais), polimento e repolimentos não apresentam efeito negativo na performance de PPF monolíticas em Y-TZP, visto que a origem das fraturas foi fractograficamente provado ser na área gengival do conector. Com relação ao endentador, os autores comentaram que o emprego da esteatite pode ter sido um fator limitador, pois somente o esmalte pode simular um cenário de carregamento e desgaste clinicamente relevante; porém

vale ressaltar que o teste de carga única empregou o endentador metálico.

Schultheis et al. (2012) apontaram que as PPF de 3 elementos representam a opção ideal para substituir um dente quando o tratamento com implante esta contraindicado por razões anatômicas. Para isto, selecionaram 48 molares e 48 pré-molares hígidos, os prepararam, e simulando um espaço de 11 mm (correspondente as dimensões de um primeiro molar inferior) montaram 3 grupos: 1) formado por 16 PPF de e.max CAD/CAM de dissilicato de lítio monolítico; 2) formado por 16 PPF de e.max CAD/CAM de dissilicato de lítio com conector de 4 x 4 mm e com espessura da IE de 0,5 mm, neste grupo houve a aplicação da porcelana de cobertura; 3) formado por 16 PPF metalocerâmica com conector apresentando dimensão de 3 x 1,5 mm e espessura de IE entre 0, 4 e 0,5 mm. Metade dos espécimes de cada grupo (n = 8) foram submetidos a ciclagem de 1,2 milhões de ciclos com carga de 49 N aplicados por meio de um endentador de esteatite no centro da fossa oclusal do pântico. Esta fadiga simulava um deslizamento lateral de 0,5 mm. Posteriormente, todos os corpos de prova foram submetidos ao carregamento até a fratura em uma máquina de ensaios universal; empregaram um endentador metálico, o qual também aplicou a carga no centro da fossa oclusal do pântico. Durante o teste de fadiga nenhum dos espécimes apresentou lascamento ou fratura catastrófica. Antes e depois do teste de fadiga, o menor valor de resistência à fratura foi registrado para o grupo de dissilicato de lítio recoberto com porcelana de revestimento (534/390 N, média de 699 N) , enquanto que para o grupo de dissilicato de lítio monolítico foi de 2213 e 2510 N (média de 1900 N) e para o grupo metalocerâmico foi de 2976 e 2531 N (média de 1818 N). Independentemente da fadiga, os grupos de dissilicato de lítio monolítico e o metalocerâmico não apresentaram diferença estatística nos valores de resistência à fratura. Além disso, reportaram que o protocolo de fadiga aplicado não teve efeito significativo nos materiais testados. O principal modo de falha nos grupos de dissilicato de lítio foi a fratura catastrófica na região de conector, enquanto que as PPF metalocerâmicas exibiram lascamento da porcelana de cobertura (embora na imagem apresentada observa-se regiões de delaminação expondo o metal subjacente). Comentaram que o modo de falha das PPF de dissilicato de lítio são correspondentes com aquelas reportadas por trabalhos clínicos e que estas fraturas tiveram origem na região gengival do conector (como esperado), embora não tenham desenvolvido qualquer análise fractográfica para suportar tal suposição. Infelizmente não desenvolveram qualquer discussão à respeito do uso de endentadores cerâmicos e tampouco indicaram os motivos que levaram a usar um endentador para o teste de fadiga e outro para o teste de resistência à fratura. Finalmente, apesar de terem citado não

existir padrões internacionalmente aceitos em relação a fadiga dinâmica para carregamento de restaurações simulando as funções mastigatórias (Schultheis et al., 2012), as falhas encontradas são similares às reportadas por estudos clínicos.

A resistência da porcelana de cobertura e a confiabilidade da interface entre esta e a IE são fatores relacionados ao sucesso e desempenho de coroas bicamadas (bi-layer). Porém, os fracassos (fraturas) podem ser oriundos da inerente fragilidade da porcelana de cobertura e da sua interface com a IE cerâmica ou devido à propagação de trincas preexistentes (ZHAO et al., 2012). Com isto, quarenta coroas (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) foram fabricadas na forma de monocamada (sem porcelana de cobertura, com 1,5-2,0 mm na superfície oclusal) (n = 20) ou seguindo o conceito bicamada (a superfície oclusal apresentava 0,7 mm de porcelana de revestimento e 0,8-1,3 mm de cerâmica da IE). Todos os corpos de prova foram submetidos ao teste de carga até a fratura (resistência à fratura), sendo que uma esfera de esteatite com 6,0 mm de diâmetro foi empregada como endentador. A carga foi aplicada em três pontos sobre as vertentes internas das cúspides vestibulares e palatinas. Enquanto que as coroas monocamadas apresentaram resistência média à fratura de 2665,4 N (+/- 759,2 N) as bicamadas mostraram resistência de 1431 N (+/- 404,3 N); porém o teste estatístico não revelou diferença entre os grupos. A fratura catastrófica foi o modo de falha mais representativo para ambos os grupos. Os autores comentaram que não foi possível observar a formação de trincas cônicas nas áreas de carregamento, pois um endentador com menor módulo de elasticidade (menor do que o metal ou o carboneto de tungstênio) foi empregado. Discutiram que devido a este fator a concentração de estresse na área de carga foi reduzida, o que diminui a probabilidade de se iniciar a formação de trincas tipo cone. Contudo, as coroas foram somente submetidas ao teste de resistência à fratura e não ao teste de fadiga, sendo este fator, talvez, a principal justificativa para a não formação da clássica trinca tipo cone. Neste tipo de metodologia, aonde se emprega incisivos, frequentemente se observa que o local da aplicação da carga (normalmente na superfície palatina) difere em muito do local de carregamento durante o teste de resistência à fratura (geralmente na incisal). Associado a isto, neste estudo a carga foi transferida por meio de dois endentadores com propriedades mecânicas muito distintas, o que pode levar a interpretações equivocadas dos materiais analisados. Finalmente, nenhum comentário foi realizado quanto à diferença do material do endentador, o que poderiam potencializar o entendimento do comportamento mecânico dos materiais avaliados.

2.2.2 Testes de resistência ao desgaste

Os testes de desgaste ('two-body wear testing') têm sido amplamente empregados para testar o padrão de desgaste dos materiais. Este teste tenta prever o comportamento de desgaste do esmalte antagonista frente aos mais diversos materiais de revestimento oclusal disponíveis, incluindo as cerâmicas, os metais e as resinas (compostas e acrílicas). Contudo, para simular os padrões e a intensidade de desgaste destes materiais com relevância clínica, o endentador deve apresentar similaridades (mecânicas e topográficas) com o esmalte. Embora a cerâmica esteatite possa não ser considerada como um substituto ideal para o esmalte humano devido às suas propriedades mecânicas (SHORTALL et al., 2002) este é o material que melhor reproduz os efeitos de desgaste quando comparado ao esmalte (WASSELL et al., 1994a; WASSELL et al., 1994b; HAHNEL et al., 2009).

Acredita-se que a mastigação, apertamento e a umidade são fatores que propiciam o desgaste da superfície cerâmica, os quais podem ser assumidos como possíveis razões para o surgimento tanto de trincas quanto de fraturas na porcelana de revestimento (COELHO et al., 2009a; ROSENTRITT et al., 2011). O desgaste em geral é uma consequência ou o resultado da interação entre as superfícies contatadas em movimento, o que leva à gradual remoção do material (MAIR et al., 1996). Os fatores frequentemente envolvidos nos desgastes são a natureza abrasiva dos alimentos, as propriedades dos dentes antagonistas e o padrão individual de mastigação ou de atividade parafuncional (JOHANSSON et al., 1993; MAIR et al., 1996; KIM et al., 2001). A perda de material é o resultado da ação do antagonista, o que pode gerar microtrincas e pequenas fraturas na sua superfície, propiciando a fadiga (as quais são resultados da repetição dos ciclos) (MAIR et al., 1996). Além disso, a rugosidade da superfície contatada varia de acordo com o material antagonista (OH et al., 2002).

Wassell et al. (1994a) descreveu que o teste de resistência ao desgaste é um fenômeno complexo que envolve abrasão, adesão, fadiga e componentes corrosivos. Enquanto que os endentadores de esmalte sofrem a desvantagem de serem de difícil padronização (ou impossível, pois a morfologia e as características físicas irão variar muito entre os espécimes), outros materiais podem apresentar diferenças mecânicas e topográficas importantes, resultando em elevadas taxas de desgaste ou em diferentes mecanismos de desgaste. Com isto, os autores propuseram o uso da cerâmica esteatite devido à sua dureza ser similar à calculada para o esmalte. Para tanto, compararam o resultado desta cerâmica com o produzido pelo

esmalte quando ambos os materiais foram testados de acordo com a metodologia do ‘two-body friccional test’ contra amálgama e resina composta. Notaram que não houve diferença estatística em relação às medidas do coeficiente de fricção e estes coeficientes aumentaram com o decorrer do estudo. A esteatite produziu um coeficiente de desgaste maior do que o esmalte; porém, os desgastes foram bem correlacionados, o que permitiu concluir que a cerâmica esteatite pode ser considerada como um substituto para o esmalte.

Após os ajustes oclusais e estéticos, a cerâmica deve ser polida por meio de tratamento térmico conhecido como glazeamento. Contudo, em algumas situações após a cimentação das peças protéticas, pequenos ajustes são necessários, o que produz superfícies rugosas ou menos polidas. Preocupados com isto Preis et al. (2012b) prepararam espécimes a partir de três marcas comerciais de Y-TZP e de duas de porcelana de cobertura. As Y-TZP foram polidas, asperizadas e novamente polidas e, as cerâmicas de cobertura forma asperizadas e polidas. Como material antagonico, a cerâmica esteatite e o esmalte dentário foram empregados no teste de desgaste (two-body wear test) durante 1.2×10^5 de ciclos mastigatórios a 50 N, com frequência de 1,2 Hz. Medidas de rugosidade e de perda de substância foram realizadas. Nenhuma das zircônias apresentou perda observável de material após o teste, independente do antagonista (esteatite ou esmalte). A dura zircônia (HV 1200-1500) não foi danificada, ou seja, a superfície manteve suas características topográficas iniciais. Em contraste, nas porcelanas de coberturas (HV +/- 500) a camada de glaze (50-60 μm) foi removida pelo teste devido as suas pobres propriedades mecânicas (quando comparadas com as das Y-TZP), permitindo a exposição da IE de zircônia. Como esperado, a dureza superficial e a rugosidade superficial foram fatores chave no desgaste da superfície das cerâmicas, pois a taxa de desgaste foi maior nos espécimes testados com esteatite do que com esmalte (esteatite: HV 680 e esmalte: HV 330, Dureza Vickers [HV] e, a rugosidade superficial inicial [esteatite 1.7 μm - esmalte de 0.9 μm]). Finalmente, observou-se, através de SEM a “planificação” do endentador à base de esteatite.

2.3 Trabalhos empregando carboneto de tungstênio (WC) como endentador

Sem dúvida, o endentador à base de WC é o mais frequentemente utilizado para simular a superfície antagonista tanto em testes de resistência à fratura quanto à fadiga. De acordo com Bhowmick et al. (2007a), o endentador WC tem sido empregado por não

apresentar deformações da sua superfície durante os testes mecânicos, o que permite a utilização de um único endentador em vários corpos de prova.

Pode-se afirmar que apesar do endentador WC apresentar elevado módulo de elasticidade, a maior parte do conhecimento sobre o comportamento biomecânico das cerâmicas de uso destinado à odontologia foi construído empregando este tipo de endentador (BHOWMICK et al., 2007b; BONFANTE et al., 2009; COELHO et al., 2009a; COELHO et al., 2009b; SANTANA et al., 2009; BONFANTE et al., 2010a; BONFANTE et al., 2010b; BONFANTE et al., 2010c; LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a; SILVA et al., 2011b; SILVA et al., 2012).

A geometria complexa de uma coroa dentária representa um enorme desafio do ponto de vista mecânico relacionado com o entendimento sobre os mecanismos que regem tanto o início quanto a propagação das trincas. Este cenário pode tornar-se ainda mais complexo quando estas coroas ceramocerâmicas localizam-se na região posterior e apresentam contatos laterais durante os movimentos bordejantes. Preocupados com estas questões, Bonfante et al. (2010c) avaliaram se a carga aplicada na cúspide mésio-lingual produziria resultado distinto quando comparada a carga aplicada na cúspide disto-vestibular. O teste FAPSS foi aplicado para avaliar as hipóteses nulas de que não haveria diferença tanto no modo de falha quanto na confiabilidade quando a carga fosse aplicada em dois locais distintos na superfície oclusal de coroas à base de Y-TZP (LAVA, 3M ESPE). O endentador utilizado foi o WC com 6,25 mm de diâmetro. Como comentado pelos autores, a literatura pertinente propõe que as fraturas podem estar relacionadas com o desgaste oclusal promovido pelo contato com o antagonista. Relataram que tanto a confiabilidade quanto o modo de falha (fratura coesiva da porcelana de cobertura) não foram significativamente afetados pelo local de carregamento. Com relação ao modo de falha, reportaram que todas as coroas carregadas na cúspide lingual apresentaram fraturas; entretanto, 5 coroas carregadas na cúspide vestibular sobreviveram à ciclagem. Ainda, observaram que a cúspide lingual apresentou fraturas mais largas e que por vezes incluía a face proximal, enquanto que as fraturas na cúspide vestibular foram mais restritas ao local de aplicação da carga. Mencionaram que a modificação no desenho da IE poderia melhorar os resultados em relação à extensão da fratura permitindo, inclusive, reparos sem a necessidade de substituir a coroa.

A cerâmica de cobertura pode tanto ser aplicada sobre a IE de Y-TZP por meio manual (aplicação com pincel da massa cerâmica) ou através da fundição de uma cerâmica feldspática. Tem sido sugerido que a injeção da cerâmica pode resultar em uma menor

introdução de inclusões bolhosas, o que poderia aumentar a integridade e a confiabilidade das restaurações à base de Y-TZP. Para suportar o desenho do estudo, Bonfante et al. (2010a) citaram que o acompanhamento clínico de 3 anos mostrou resultados promissores para pontes fixas de Y-TZP com taxa de sucesso de 95,2% (BEUER et al., 2009) sem a presença de fraturas da porcelana de cobertura, o que contrasta com taxas de lascamento da porcelana estética entre 15% (SAILER et al., 2007) após 5 anos e 20% (RAIGRODSKI et al., 2006) após apenas 31 meses. Para testar a confiabilidade e o modo de falha tanto da porcelana de cobertura injetada sobre IE de Y-TZP, dois grupos (n = 21) foram formados com espécimes retangulares e com superfície plana (conhecidos como 'flat-layer'). Um grupo recebeu a aplicação no sentido axial da carga produzida pelo teste FAPSS, enquanto no segundo grupo a carga foi aplicada seguindo uma inclinação de 30° em relação à superfície da cerâmica. A carga foi transferida para a superfície da porcelana utilizando o endentador esférico de WC (6,25 mm de diâmetro). A análise dos espécimes após o teste revelou que mesmo a cerâmica de cobertura sendo injetada apresentou bolhas no seu interior e que trincas tipo cone interno, externo e parcial foram observadas. A formação deste padrão de trincas é conhecida como sendo o resultado da ação da fadiga associada ao bombeamento de água para o seu interior. Como esperado, os espécimes testados com inclinação de 30° apresentaram um trilho de deslizamento produzido pela fadiga mais "ovalado" comparado aos que receberam a carga no sentido axial. Os dois grupos não apresentaram diferença significativa na confiabilidade. Finalmente, fatores como CTE, taxa de resfriamento, espessura da porcelana de cobertura e desenho da IE podem ser considerados como fatores mais relevantes relacionados à longevidade das próteses à base de Y-TZP do que a técnica com a qual a porcelana de revestimento é aplicada, apesar de terem citados estudos clínicos que suportam o uso da técnica de injeção da porcelana estética.

A literatura indica que o sistema metalocerâmico é considerado como o padrão ouro. Contudo, a exigência estética tem dirigido o desenvolvimento dos sistemas ceramocerâmicos. Neste sentido, as coroas à base de Y-TZP são tidas como promissoras, porém apresentam comportamento duvidoso quando consideradas em longo prazo. Desta forma, Silva et al. (2010) desenharam um estudo *in vitro* para avaliar a confiabilidade de coroas à base de Y-TZP comparando seus resultados com coroas metalocerâmicas. Para tanto, dois grupos ceramocerâmicos LAVA (LAVA, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) e CERCON (CERCON, Dentstply, York, PA, USA) (n = 21 cada) foram formados, tendo como controle um grupo composto por coroas metalocerâmicas. A porcelana de cobertura foi aplicada manualmente

sobre as IE com desenho convencional. As coroas apresentavam forma de um molar inferior e foram testadas de acordo com o protocolo do teste FAPSS, empregando para tal endentadores à base de WC. Considerando uma carga de 200N para uma missão de 50.000 ciclos, as coroas do sistema metalocerâmico apresentaram confiabilidade estatisticamente superior aos grupos confeccionados com IE à base de Y-TZP, os quais foram estatisticamente semelhantes. Enquanto que para as coroas ceramocerâmicas a fadiga pareceu ser um fator de aceleração para o surgimento da falha, isto não foi verdadeiro para as coroas metalocerâmicas, pois a falha foi ditada pelo fator carga e não pela fadiga (acúmulo de dano). Embora todas as coroas tenham apresentado fraturas da porcelana de cobertura em extensões variadas, o sistema metalocerâmico apresentou fraturas que constantemente expuseram a porcelana opaca. Contrariamente, as falhas (fratura coesiva na porcelana de cobertura) nos sistemas totalmente cerâmicos frequentemente ficaram restritas às áreas próximas ao local da aplicação da carga. A análise fractográfica dos espécimes revelou que as fraturas foram originadas a partir do ponto de carregamento. Os modos de falhas reportados por este estudo foram comparados àqueles oriundos de observações clínicas, através da comparação visual entre as imagens de falhas clínicas com as falhas obtidas no estudo. Com isto, mesmo empregando-se um endentador que em nada se assemelha ao esmalte dental humano, o modo de falha obtido neste teste *in vitro* foi similar àqueles observados na clínica.

Embora a Y-TZP apresente a maior resistência à fratura dos sistemas ceramocerâmicos atuais (Empress II [320 Mpa], Alumina [547 Mpa], Y-TZP [900 Mpa]) (DENG et al., 2002), suas taxas anuais de falhas continuam elevadas devido, principalmente, à fratura da sua porcelana de cobertura. Contudo, é notório que vários fatores podem estar envolvidos no episódio da fratura, dentre os quais o desenho da IE (metálica ou cerâmica) (REKOW; THOMPSON, 2007). Com isto, Silva et al (2011a) levantaram a hipótese de que quanto maior o suporte provido pela IE cerâmica à base de Y-TZP (LAVA, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) maior seria o resultado da confiabilidade de coroas reproduzindo a forma anatômica de um primeiro molar inferior. Para tanto, dois grupos (n = 21 cada) foram formados, sendo o primeiro confeccionado com uma IE chamada convencional a qual apresentava espessura uniforme de 0,5 mm em todas as paredes da IE, e o outro apresentava um desenho com uma cinta lingual com 2,5 mm de altura sendo que a região proximal apresentava um poste proximal com 1,0 mm de espessura. Estas coroas foram submetidas ao teste FAPSS, sendo que uma esfera de 6,25 mm de diâmetro à base de WC foi utilizada como endentador. A carga foi aplicada na cúspide mésio-lingual. A confiabilidade testada para o

grupo com IE modificada foi estatisticamente superior ao grupo convencional. Adicionalmente, a modificação no desenho da IE permitiu que as fraturas fossem menores e mais restritas à área de endentação. Enquanto que todos os do grupo sem modificação no desenho apresentaram fraturas em algum ponto dos perfis, cinco espécimes do grupo com desenho modificado sobreviveram ao teste de fadiga sem exibir fratura na porcelana de cobertura. Além disso, o endentador produziu um desgaste na superfície oclusal com forma côncava, aprofundada no seu interior e com pequenas fraturas nas suas margens.

De forma contrária ao observado na clínica, a maior parte dos estudos clínicos envolvendo Y-TZP foca na avaliação de PPF ao invés de coroas unitárias. Para suprir a ausência de informações do ponto de vista mecânico, o teste que segue o protocolo do FAPSS vem sendo desenvolvido para prover informações sobre a performance e falhas em coroas unitárias. Se por um lado a Y-TZP apresenta as melhores propriedades mecânicas quando comparadas a qualquer outro sistema cerâmico, avaliações clínicas de coroas à base de dissilicato de lítio apresentam resultados promissores sem apresentar problemas mecânicos (FASBINDER et al., 2010; REICH et al., 2010). Contudo, não se conhece o comportamento em relação à confiabilidade de coroas de dissilicato de lítio posterior quando esta for parcialmente recoberta por uma camada de porcelana de revestimento. Para tanto, Silva et al. (2012), testaram a hipótese de que coroas de molar inferior de dissilicato de lítio com espessura reduzida para ser recoberta pela cerâmica de revestimento apresentam confiabilidade superior às coroas de Y-TZP e é similar a apresentada por coroas metalocerâmicas. Dois grupos (n = 21 cada) foram formados: 1) MON - coroas monolíticas com 1 mm de espessura na região oclusal e, 2) BTV - coroas que receberam a aplicação de uma fina camada de cerâmica de cobertura na face vestibular mas que apresentavam na região oclusal 2,0 mm de espessura (formado pela cerâmica de dissilicato de lítio). Dados do grupo metalocerâmico MCR do trabalho de Silva et al. (2011a) e dos grupos com IE convencional ou com desenho modificado à base de Y-TZP de Silva et al. (2010) foram empregados para realizar a comparação com os resultados do teste FAPSS sobre as coroas de ambos os grupos. O resultado do teste indicou que a fadiga não foi um fator de aceleração da falha, ou seja, a carga influenciou o desempenho mecânico dos dois grupos avaliados (com superfície oclusal de 1 e de 2 mm). Quando a carga registrada no momento da falha foi empregada para realizar o cálculo estatístico de Probabilidade Weibull 2-parâmetros com 90% de intervalo de confiança, o gráfico resultante mostrou que as coroas de Y-TZP (independente da forma da sua IE) apresentaram a menor resistência característica quando comparado as coroas tanto do

sistema metalocerâmico quanto das de dissilicato de lítio. Inclusive, a resistência característica das coroas de dissilicato de lítio (MON [1535 N], BTV 1609 N]) foi maior do que a do sistema metalocerâmico (MCR 1304 N), porém, não estatisticamente significativa. Vale ressaltar que apesar do principal modo de falha das coroas de dissilicato de lítio ter sido a fratura catastrófica, 12 coroas do grupo BTV e 5 do MON sobreviveram ao teste FAPSS sem apresentar fraturas, ou seja, foram consideradas como suspensas.

Atualmente, diferentes companhias oferecem aos seus clientes cerâmicas à base de Y-TZP para confeccionar coroas unitárias ou pontes fixas. Contudo, as empresas produzem esta cerâmica com características distintas. Desta forma Coelho et al. (2009b) avaliaram a confiabilidade e o modo de falha produzido por dois sistemas ceramocerâmico à base de Y-TZP (LAVA, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) e (CERCON, Dentsply, York, PA, USA). Para realizar o teste FAPSS, tanto o grupo LAVA quanto o CERCON foram compostos por 21 coroas com formas de um primeiro molar inferior. O endentador empregado também foi a esfera de WC. O resultado do teste de probabilidade Weibull indicou que a fadiga foi um fator que acelerou o processo de falha em ambos os grupos. Todos os corpos de prova apresentaram fraturas em algum ponto do teste, sendo que estas fraturas iniciaram no ponto de aplicação de carga e, em sua maioria, foram restritas à face vestibular da cúspide vestibular. Os autores comentaram que as discrepâncias entre os modos de falhas encontrados entre os testes laboratoriais e clínicos representam um grande desafio para o desenvolvimento futuro dos materiais totalmente cerâmicos. Contudo, com o emprego do teste FAPSS (desenvolvido com o auxílio de uma máquina de ciclagem sofisticada que reproduz movimentos de deslizamento lateral) mostrou-se que os resultados obtidos no laboratório de fadiga se assemelham e muito ao que são clinicamente reportados. Outro indício que aumenta a confiança nesta metodologia vem da análise fractográfica, pois relatos clínicos de fraturas de coroas totalmente cerâmicas mostram que frequentemente estas iniciam sob a área de carregamento (ponto de contato oclusal), o que coincide com os achados fractográficos reportados pelo estudo. Vale comentar que talvez o fator mais importante durante a validação de uma metodologia laboratorial seja o modo como este teste produz falha ao se empregar modelos (p.ex. coroas) que reproduzem algumas condições clínicas.

2.4 Longevidade de coroas e PPF à base de Y-TZP

O conceito de fracasso é amplo e varia de acordo com o trabalho. Este pode ser dividido em biológico, mecânico, técnico ou através de uma combinação destes; ainda, pode ser classificado como reversível ou irreversível. Com isto, uma pequena fratura da porcelana de revestimento de uma coroa ceramocerâmica (a qual pode ser reparada através de um simples procedimento de polimento ou da reanatomização com auxílio de sistema adesivo e de resina composta sem a substituição da peça) pode ser classificada como uma complicação técnica reversível. Considerando-se que esta prótese não foi substituída, ela normalmente é considerada como sobrevivente; porém, o melhor termo a ser empregado para a situação acima seria fracasso ou sucesso? Em termos de material seria fracasso porque houve fratura, mas sob o ponto de vista clínico seria sucesso, levando em conta que a peça não foi substituída. Assim, a abordagem das falhas, dos insucessos é um assunto que ainda provoca muita polêmica e discussões, tanto na literatura específica quanto em congressos e reuniões da classe (BONFANTE et al., 2008). Seguindo o mesmo exemplo, esta pequena fratura seria um lascamento ou uma delaminação. Tecnicamente estes dois termos não são sinônimos. Enquanto que o lascamento indica que houve uma fratura coesiva na porcelana de cobertura, a delaminação aponta que a união entre IE e porcelana foi afetada, sendo que somente pode ser comprovada por meio de análise com microscopia eletrônica de varredura (MEV) (AL-AMLEH et al., 2010). Considerando esta terminologia, trabalhos *in vitro* indicam que mesmo diante de extensas fraturas o termo correto a ser empregado para expressar as fraturas seria lascamento, pois frequentemente existe uma fina camada de porcelana sobre a IE (LORENZONI et al., 2010).

Adicionalmente, Anusavice (2012) discutiu a falta de uma padronização ao se reportar o tamanho das falhas tipo fratura da porcelana de cobertura em sistemas totalmente cerâmicos por parte dos estudos clínicos. Contudo, afirmou que se estes estudos descrevessem de forma mais clara e evidente as falhas, concentrando-se em reportar a origem real através de análises fractográficas, a habilidade dos pesquisadores em determinar as possíveis causas das fraturas seria significativamente aumentada, permitindo que medidas preventivas como a modificação na forma do desenho da IE pudessem ser adotadas para prevenir ou reduzir este tipo de evento.

Em uma avaliação prospectiva de 23 PPF de 3 a 5 unidades fabricadas com o sistema DC-Zirkon, (VULT VON STEYERN et al., 2005) mostraram que após 2 anos de acompanhamento 15% das unidades instaladas apresentaram pequenas fraturas da porcelana de revestimento ($n = 3$), sendo que nenhuma destas foi removida (não foi relatado como o reparo foi realizado). Estas falhas ocorreram após o primeiro ano do estudo. De especial interesse foi o relato dos dentes antagonistas: um estava restaurado com amálgama e os outros dois apresentavam ou uma coroa metalocerâmica ou uma total metálica com liga de ouro. Os autores indicaram que as IE foram fabricadas para fornecer suporte à porcelana de cobertura (embora não descrevessem ou mostrassem como isto foi realizado) e não houve preocupação com o tempo de resfriamento destas peças. Adicionalmente, reportaram que um elemento necessitou de terapia endodôntica após o sexto mês da cimentação. Concluíram afirmando que especial atenção deve ser dirigida para construir um desenho na superfície oclusal da IE que forneça suporte suficiente à cerâmica estética.

Nesta época, os artigos de avaliação clínica não traziam informações longitudinais a respeito das PPF e coroas à base de Y-TZP. Esta, na verdade, foi a preocupação de Sailer et al. (2006), visto que desenvolveram um estudo prospectivo aonde acompanharam PPF de 3 a 5 unidades (todas na região posterior) por até 36 meses. Embora tenha sido mencionado somente na discussão que as IE foram fabricadas de acordo com as orientações para a confecção de IE metálica, somente a dimensão do conector (9 ou 11 milímetros quadrados [mm^2] para PPF de 3 ou 5 elementos, respectivamente) e a espessura das paredes da IE (0,5 mm) foram mencionadas nos materiais e métodos. Quarenta e seis PPF (35 de 3 elementos, 9 de 4 elementos e 2 de 5 unidades) foram examinadas após 3 anos de acompanhamento. A taxa de sucesso para a IE foi de 100%; contudo, 7 PPF (15,2%) foram substituídas por problemas biológicos ou mecânicos: 3 devido a recidiva de cárie, 1 devido a descimentação, 1 relacionado a fratura do pilar, 1 apresentou problemas endodônticos e 1 devido a extensa fratura da porcelana de cobertura. Entretanto, 13% das PPF apresentaram pequenas fraturas da porcelana de cobertura ($n = 6$) após um tempo médio de 37,2 meses de serviço. Compararam este resultado com os relatados pela literatura para o sistema metalocerâmico e notaram que estas taxas de fraturas da porcelana de cobertura para as peças à base de Y-TZP são muito elevadas. Indicaram a necessidade de aumento da resistência mecânica das porcelanas de revestimento para que estas possam resistir as elevadas cargas na região posterior, com a finalidade de se evitar ou diminuir estes eventos. Além disso, foi comentada a necessidade de se confeccionar IE com formas que possibilite maior suporte à cerâmica de cobertura;

contudo, isto seria difícil de ser obtido ou inclusive impossível devido ao estágio de desenvolvimento dos sistemas CAD.

A avaliação clínica prospectiva conduzida por Sailer et al. (2007) teve como objetivo observar o comportamento clínico de PPF de 3 e 5 elementos na região posterior. Vinte e sete pacientes com 33 PPF (27 PPF de 3 elementos e 7 PPF de 5 elementos) (DCM, Cercon, DeguDent) foram acompanhadas durante o período médio de 53,4 (+/- 13) meses. Uma PPF de 5 unidades apresentou fratura na região de conector após 38 meses de serviço. Outras 11 PPF apresentaram ou problemas de caráter biológico ou mecânico. A recidiva de cárie foi a maior causa da substituição das PPF (6 PPF) e, em 15,2% dos casos (n = 7) houve a presença de lascamentos na porcelana de cobertura. Com estes dados, enquanto a taxa de sobrevida para a IE de Y-TZP foi de 97,8%, de forma geral estas PPF apresentaram taxa de sucesso em 5 anos de 73,9%. Apesar da observada fratura da IE, os autores discutiram que a taxa de sucesso para a IE é muito superior às apresentadas para as demais classes de cerâmicas destinadas à fabricação de IE. A grande incidência de cáries secundárias foi estatisticamente relacionada à elevada incidência de espaços (fendas) na interface entre as peças e pilares, que pode ter sido resultado de uma deficiência apresentada pelo sistema CAD/CAM utilizado (apontado como não completamente desenvolvido). Das fraturas coesivas na porcelana de cobertura, somente uma peça exigiu a substituição devido a sua extensão. Além de apontarem que este lascamento na porcelana de cobertura representa o ponto fraco do sistema, mostraram que o sistema metalocerâmico apresenta taxa de falha de apenas 2,5% em 5 anos, ou seja, extremamente inferior aos 15,2% registrados. Sugeriram que um aumento na resistência e o refinamento da porcelana de cobertura poderiam auxiliar a diminuição da incidência deste tipo de falha, associado ao fato de que um desenho específico da forma da IE deveria ser estabelecido para que a IE de Y-TZP pudesse oferecer melhor e maior suporte à porcelana de cobertura. Contudo, não indicaram qual o material do dente antagonista nas peças que apresentaram estas falhas e também não comentaram quais os critérios empregados para classificar uma fratura como pequena ou extensa e o tratamento empregado nestas situações.

Devido aos resultados pouco promissores com PPF na região posterior construída a partir de outros compostos cerâmicos (p. ex. alumina ou dissilicato de lítio), as atenções foram focadas no sistema à base Y-TZP. Com isto, Tinschert et al. (2008) avaliaram de forma prospectiva 58 PPF instaladas tanto na região posterior quanto anterior, pelo período médio de 3 anos, com a finalidade de observar o comportamento clínico do sistema à base de Y-TZP conhecido como Precident DCS System (DC Zircon). Destas, 4 apresentaram fratura do

material de cobertura (todas aconteceram na região posterior), resultando em uma taxa de falha de 6%, sendo que o local de maior incidência foi a região do conector entre o pilar e o pântico (com exposição da IE, embora não provado por meio de MEV). Entretanto, nenhuma destas exigiu a substituição da peça protética (somente o polimento e acabamento da fratura foram realizados). Na discussão, citaram que uma possível causa para as elevadas taxas de fraturas coesivas na porcelana de revestimento reside no fato da falta de suporte provido pela IE, ou seja, o desenho da IE deve ser mais similar ao da anatomia dentária. Neste estudo, foi utilizado IE com desenho modificado, o qual permitiu maior suporte à porcelana de revestimento, sendo que este fator pode ter influenciado o resultado final. Concluíram que não existe probabilidade aumentada de fratura de PPF à base de Y-TZP quando comparadas às metalocerâmicas, apesar desta conclusão não ser suportada pelo desenho do estudo.

PPF e coroas à base de Y-TZP podem ser usinadas a partir de blocos parcialmente ou totalmente sinterizados. Evidentemente, o uso de blocos totalmente sinterizados exige maior tempo de usinagem, elevando o custo final do processo. Por outro lado, especula-se que a IE resultante seja mais homogênea (com menor incorporação de bolhas) do que as resultantes de blocos parcialmente sinterizados. Assim, Edelhoff, Beuer e Johnen (2008) delinearam um estudo prospectivo para avaliar a performance clínica de PPF à base de Y-TZP (DigiZon, AmannGirrbach Dental) de 3 até 6 unidades (3 unidades [14], 4 unidades [3], 5 unidades [2], 6 unidades [3]), a maioria na região posterior (81%), durante um período médio de acompanhamento de 3 anos (logo após a instalação, 6, 12, 24 e 36 meses). Durante este período, 21 PPF foram avaliadas quanto às respostas biológicas e mecânicas. À exceção de uma, todas as peças foram cimentadas com cimento ionomérico modificado com partículas de resina (Fuji Plus Capsule GC), sendo que a superfície interna de cimentação foi jateada com jato de óxido de alumínio com 110 µm. Uma peça exibiu trincas e outras 2 apresentaram lascamento na porcelana de cobertura (após 12 e 32 meses); porém, todas permaneceram em função sem necessidade de substituição. Com isto, a taxa de falha foi calculada em 9,5%. Embora os autores consideraram as fraturas como sendo menores, a imagem que ilustra uma destas exibe uma extensa fratura na ponta da cúspide de um pântico (segundo pré-molar superior). Não aconteceu fratura da IE. Dentre os fatores comentados como possíveis fatores relacionados com a fratura da porcelana de cobertura, a forma com a qual a IE suporta a porcelana de cobertura foi considerada de suma relevância.

Mollin e Karlsson (2008) avaliaram prospectivamente o desempenho clínico de PPF de 3 unidades (substituindo pré-molar ou molar) usinadas a partir de blocos de Y-TZP

completamente sinterizados (Denzir, Cad.esthetics) recobertas com dois tipos de materiais cerâmicos estéticos. Com relação aos procedimentos clínicos, 10 PPF foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco e 9 com cimento resinoso (Panavia F, Kuraray). As IE foram usinadas com forma anatômica e com espessura mínima das paredes da IE de 0,5 mm. As cerâmicas de cobertura empregadas foram ou a porcelana feldspática (Vita Veneering Ceramic D, Vita Zahnfabrik) ou a cerâmica vítrea (IPS Empress, Ivoclar Vivadent). As PPF foram examinadas após 1 semana, 1, 3 e 5 anos da instalação. O estudo aderiu estritamente aos critérios propostos pela 'Californian Dental Association' (CDA). Não houve desistências de pacientes durante o período do estudo e a taxa de sucesso foi estimada em 100% após 5 anos. Somente uma complicação relacionada a descimentação (cimentada com Panavia F) de uma das peças foi registrado após 12 meses de serviço, a qual foi recimentada com o mesmo cimento (esta PPF não apresentou complicações futuras). Não observaram recidiva de cárie durante o período. Interessante foi o fato de que não foram registrados sinais de fraturas da porcelana de cobertura, fato este justificado pelo desenho anatômico da IE que otimizou o suporte à cerâmica de revestimento.

Uma potencial explicação para as taxas de fraturas coesivas na porcelana de cobertura sobre IE de Y-TZP pode ser relacionada com a técnica de aplicação desta cerâmica por meio manual, que pode resultar na incorporação de bolhas e de defeitos internos na massa cerâmica. Estas bolhas e espaços podem funcionar como locais de concentração de estresse e, portanto, como áreas de início da propagação da trinca. Desta forma, Beuer et al. (2009) levantaram a hipótese que se a cerâmica de cobertura fosse prensada sobre a IE de Y-TZP, o número de complicações seria reduzido. Para tanto, selecionaram pacientes que necessitavam de PPF de 3 unidades na região posterior, sendo que 12 foram instaladas na maxila e 9 na mandíbula. Todas as IE foram usinadas por meio do sistema CAM (Cercon, DeguDent). A cerâmica Cercon Ceram Express foi utilizada para reproduzir a forma e cor final da restauração. A superfície de cimentação da IE foi jateada com óxido de alumínio com partículas de 50 µm e posteriormente limpas com álcool a 80%. Todas as PPF foram cimentadas com cimento Ketac Cem Aplicap (3M ESPE). Durante o período de 3 anos todas as PPF foram frequentemente examinadas. Neste tempo, um tratamento endodôntico teve que ser realizado após 14 meses de função para eliminar a sensibilidade ao frio (a abertura coronária foi selada com resina composta). Nenhuma fratura coesiva da cerâmica de cobertura foi observada; porém, duas PPF tiveram que ser substituídas. Uma fratura da IE ocorreu após 30 meses de função (toda a porção mesial de um pilar de um primeiro molar fraturou no

sentido vestibulo-lingual), sendo que a oclusal do antagonista estava reconstruída com resina composta. A análise fractográfica revelou que, na área que originou a fratura, a IE apresentava espessura de 0,3 mm. Na outra situação, uma PPF perdeu retenção no pilar distal (segundo molar) e o profissional que realizou o atendimento de emergência removeu a peça. Assim, a taxa de sobrevida para todas as PPF foi de 90,5% após 40 meses em serviço, já a taxa de sucesso para a IE cerâmica foi de 95,2%. A fratura da IE foi explicada devido a pobre redução da superfície oclusal do dente pilar, seguido pelo ajuste oclusal devido a um contato prematuro. Este procedimento promoveu a redução da espessura da IE na região, o que pode ser considerado como o evento necessário para ativar os mecanismos de início e propagação de trincas, que culminaram na fratura catastrófica da peça. De forma contrária aos estudos que vêm reportando sistematicamente as fraturas coesivas da porcelana de cobertura, esta investigação utilizando uma cerâmica prensada não reportou este tipo de falha, fato este que pode ser explicado devido ao fato de uma menor incorporação de bolhas ou falhas críticas no interior da massa cerâmica.

Os estudos de desempenho clínico deveriam ser delineados de acordo com as diretrizes propostas por estudos clínicos randomizados e controlados, pois produzem resultados de odontologia baseada em evidência com elevado grau de confiabilidade. Preocupados com o comportamento de coroas totalmente cerâmicas, Çehreli et al. (2009) compararam o desempenho clínico de coras produzidas de acordo com a técnica do slip-cast (InCeram Zirconia – composto por alumina e zircônia) com as produzidas com o sistema Cercon Zirconia (CAD/CAM), seguindo os critérios de um estudo controlado randomizado. Para tanto, 20 pacientes foram selecionados, sendo que os dados foram registrados no momento da instalação, após 6 meses, 1 e 2 anos. Com estes pacientes, dois grupos compostos por 15 coroas foram formados, de acordo com o sistema restaurador empregado. Todas as coroas foram cimentadas na região posterior, embora os autores não deixem claro qual o dente mais restaurado. O acompanhamento seguiu o protocolo de avaliação descrito pela CDA para avaliar a necessidade de retratamento protético e para explorar os resultados do ponto de vista periodontal. Todas as coroas foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Do ponto de vista mecânico, houve uma fratura da coroa (fratura catastrófica) a qual ocorreu na região de segundo molar superior após um mês de instalação no grupo formado pelo sistema Cercon Zirconia. Foi discutido que esta fratura ocorreu em um paciente que apresentava sinais de bruxismo noturno, embora utilizasse uma placa intermaxilar com a finalidade de relaxamento muscular. Infelizmente, os autores poderiam ter explorado mais

este evento, por exemplo, analisando sob a luz da fractografia os traços deixados pela fratura. Tal informação é constantemente reportada por estudos laboratoriais e trazem informações importantes empregadas para elucidar os problemas associados às falhas mecânicas. Ainda, não foi relatado qual o material do dente antagonista. Finalmente, embora este estudo tenha sido delineado de acordo com critérios previamente estabelecidos (randomizado controlado) a amostra ($n = 15$) e o tempo de acompanhamento (1 ano) podem ser considerados como fatores negativos, o que sugere que estes dados devem ser levados em consideração com muita cautela.

Enquanto que as revisões sistemáticas mostram que as coroas anteriores ceramocerâmicas apresentam taxas de sucesso similares as coroas metalocerâmicas, as PPF metalocerâmicas apresentam estimativa de sucesso maior do que as totalmente cerâmicas. Contudo este fato foi causado basicamente porque as PPF foram construídas com sistemas à base de alumina ou vidro. Tem sido sugerido constantemente que a IE metálica pode ser substituída pela cerâmica à base de Y-TZP; entretanto, estudos clínicos comparando os dois materiais são necessários para comprovar ou negar tal sugestão. Posto isto, Sailer et al. (2009) delinearam um estudo prospectivo clínico controlado e randomizado, comparando PPF confeccionadas com metal e Y-TZP. As IE cerâmicas foram confeccionadas com o sistema Cercon (DeguDent) e uma liga áurea (Degudent U, DeguDent) foi empregada para produzir as IE metálicas. Os períodos de acompanhamento foram previamente determinados (no momento da instalação, 6 meses, 1, 2 e 3 anos) e, para a avaliação da performance clínica foram adotados os critérios estabelecidos pela 'United States Public Health Service' (USPHS). Sessenta e sete PPF (36 cerâmicas e 31 metálicas) foram examinadas após um período médio de acompanhamento de 40,3 meses. A maior parte das PPF apresentavam 3 elementos, sendo que a maior PPF apresentou 5 elementos. Nenhuma fratura de IE foi encontrada no período, o que revelou 100% de sobrevida neste ponto. A avaliação técnica de acordo com o USPHS não mostrou diferença estatística entre os materiais empregados; porém, diferenças relevantes do ponto de vista clínico foram observadas entre os sistemas. A adaptação marginal foi julgada como inaceitável em 16,7% dos pilares restaurados com sistema cerâmico e em 6,5% das metalocerâmicas. Apesar deste resultado, somente um paciente apresentou recidiva de cárie após 33 meses. Ainda, enquanto que a taxa de lascamento na porcelana de cobertura não apresentou diferença estatística entre os sistemas (25% para a Y-TZP e, 19,4% para o metal), fraturas consideradas como clinicamente inaceitáveis somente ocorreram sobre a Y-TZP. A análise fractográfica revelou que as fraturas

tinham sido originadas do desgaste da superfície cerâmica (devido ou a atrição resultante do contato dentário ou ao desgaste após ajuste oclusal); entretanto, não foi possível estabelecer uma correlação entre estes desgastes e as fraturas. Neste estudo, todas as IE foram manualmente desenhadas com o intuito de prover suporte adequado à porcelana de cobertura, sendo que este fato levou os autores a discutir que o desenho da IE não pode ser considerado um fator crucial para a performance clínica das PPF de Y-TZP. A falta de precisão na adaptação marginal das PPF de Y-TZP foi relacionada com a falta de precisão do sistema de usinagem utilizado.

Örtorp et al. (2009) avaliaram, por meio de um estudo clínico retrospectivo (através dos prontuários dos pacientes) com período de acompanhamento entre 1 e 3 anos, 204 coroas à base de Y-TZP (NobelProceraTM Crown Zirconia, Nobel Biocare AB, Stockholm, Sweden). Destas, cerca de 80% foram inseridas nas regiões de pré-molar e de molar. O primeiro fator interessante foi o relato que 7% das coroas descimentaram durante o período de acompanhamento, o que pode estar relacionado à forma do preparo ou ao cimento utilizado (talvez este tenha sido o primeiro trabalho a reportar a descimentação como sendo um problema relacionado às coroas à base de Y-TZP). Notaram que somente 4 coroas apresentaram fraturas da porcelana de cobertura e que não houve a ocorrência de fraturas da IE cerâmica. Vale a pena registrar que este estudo reportou observações de pacientes que receberam tratamento em uma clínica particular, considerada como uma severa limitação do estudo, de acordo com os autores. De forma semelhante a muitos trabalhos clínicos, o material dos dentes antagonistas não foi reportado quando as fraturas foram descritas.

O comportamento mecânico e biológico de PPF na região posterior de 3 elementos foi a preocupação de Tsumita et al. (2010). Para tanto, 21 PPF foram confeccionadas com o sistema Cercon (DeguDent GmbH, Germany) para substituir ou o segundo pré-molar ou o primeiro molar (independente se no arco superior ou inferior). A única preocupação com a forma da IE foi manter uma espessura mínima no pilar de 0,4 mm e área de conexão de 9 mm². Todas as peças foram cimentadas com o cimento Panavia F 2.0. As avaliações aconteceram no momento da instalação, sendo os controles anuais até o quinto ano. Os critérios estabelecidos pela CDA foram empregados para examinar as PPF instaladas quanto à integridade marginal, superfície, cor e forma anatômica. As condições dos tecidos moles também foram alvo das atenções durante as consultas. Todas as restaurações foram avaliadas durante o período médio de 28,1 meses (11 PPF substituíram segundos pré-molares e 10 substituíram molares). De acordo com os critérios da CDA, todos os quesitos examinados

foram considerados como satisfatórios. Além disso, não observaram fratura da IE; porém, 3 pequenas fraturas da porcelana de cobertura (14,3%) foram identificadas após 1, 10 e 13 meses de serviço, todas estas em cúspides não funcionais e na região de molar inferior. Vale apontar que estas fraturas foram solucionadas com o polimento da região e não apresentaram outros problemas durante o estudo. Os autores propuseram que pesquisas futuras deveriam avaliar a forma ideal da IE cerâmica, pois o melhor relacionamento entre a espessura ideal da porcelana de cobertura e sua resistência à fratura permanece sem resposta, visto que as IE consideradas como convencionais apresentam espessura uniforme a qual pode não prover suporte à cerâmica de revestimento.

Aparte da bem documentada estabilidade e sucesso da IE de Y-TZP, a maioria dos trabalhos reporta que a fratura da porcelana de cobertura é o principal problema a ser resolvido para este sistema. Várias sugestões têm sido propostas na tentativa de reduzir ou solucionar este problema; contudo, se pode ressaltar a importância da compatibilidade do CET entre a IE de Y-TZP e a porcelana que a recobre. Com isto, Roediger et al. (2010) avaliaram o comportamento clínico de PPF revestidas com duas cerâmicas de cobertura com CET diferentes ($8.5 \mu\text{m}/\text{m}^{\circ}\text{K}$ e $9.5 \mu\text{m}/\text{m}^{\circ}\text{K}$). Todas as IE foram produzidas por meio do sistema CAD/CAM Cercom smart ceramics, (DeguDent). As IE foram manualmente esculpidas e posteriormente escaneadas para então enviar à unidade de usinagem as informações necessárias para se obter a IE. No total, 99 PPF foram instaladas (81 de 3 unidades e 18 de 4 unidades), sendo que destas 51 receberam a aplicação de uma cerâmica experimental com CET de $8.5 \mu\text{m}/\text{m}^{\circ}\text{K}$. Em outras 48 PPF foi empregada uma cerâmica com CET de $9.5 \mu\text{m}/\text{m}^{\circ}\text{K}$ (Cercon Ceram-S, DeguDent). Todas as peças foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Do total, 7 falharam durante o período de avaliação (48 meses) e tiveram que ser substituídas. Destas, uma foi devido à fratura da IE e outras três devido à descimentação e extensa recidiva de cárie. As demais se relacionaram a fratura do pilar (1), a recidiva de cárie (1) e a problemas periodontais (1). Foram observadas em 9 PPF fratura da porcelana de cobertura no grupo experimental (19,6%) e 4 no outro grupo (8,9%). Nenhum destes eventos requereu a troca da PPF, pois a maioria destes foi classificada como de pequena extensão. Embora houvesse uma diferença numérica em relação aos lascamentos de acordo com o CET da porcelana de cobertura empregada, não houve diferença estatística entre os grupos, o que sugeriu que cerâmicas indicadas para a cobertura de Y-TZP dentro destas variação de CET podem ser empregadas. Outras seis descimentaram durante o estudo, porém foram recimentadas sem exigir a substituição da peça (não foi informado qual cimento

foi empregado na recimentação). Assim, a principal causa de fracasso reportado por este estudo foi a perda de retenção, a qual foi justificada em detrimento das limitações do sistema CAD/CAM. Com isto, a taxa de sobrevida no geral foi estimada em 94%.

De acordo com Sorrentino et al. (2012) o uso de Y-TZP na região posterior no formato de PPF de 3 elementos é devido não somente as suas excepcionais características mecânicas, mas também associada ao aumento da demanda estética por parte dos pacientes. Embora as taxas de sucesso para a porcelana de cobertura não tenham se mostrado tão promissoras quanto as taxas de sucesso para a IE, os autores consideraram este sistema como a alternativa viável ao metalocerâmico. Com isto, um estudo de caráter prospectivo foi idealizado com o objetivo de identificar em primeiro plano qual a eficácia clínica da resistência à fratura do sistema à base de Y-TZP (Procera Forte, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) em PPF de três unidades. Para tal, trinta e seis pacientes foram selecionados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão adotados pelo estudo prospectivo. Nesta amostragem, 48 PPF na região posterior (ou seja, substituindo molares ou pré-molares) foram instaladas com cimento resinoso. Os aspectos técnicos e clínicos foram examinados seguindo os critérios estabelecidos pelo USPHS. Descreveram que a IE permitiu espessura uniforme da porcelana de cobertura; porém, não foi comentado se a IE apresentava desenho modificado ou tradicional, ou se a porcelana de cobertura foi submetida a um processo de resfriamento lento. Os pacientes foram avaliados de acordo com períodos pré-determinados (1, 6, 12, 24, 36, 48 e 60 meses). A descimentação não foi um problema registrado, mesmo que nenhum tratamento ou condicionamento da superfície de cimentação tenha sido conduzido. Não houve fratura da IE e somente três pequenas fraturas da porcelana de cobertura foram registradas (6,25%). Uma destas foi observada durante a avaliação de um ano na região distal do conector (pré-molar superior), as outras duas foram observadas após dois anos de função na região distal da conexão de um molar inferior e na face oclusal de outro molar inferior. Nenhuma destas fraturas havia sido notada pelos pacientes e todas foram somente polidas. Os autores apontaram que os dentes antagonistas relacionados a duas destas fraturas eram hígidos. Digno de nota foi o fato de que nenhum paciente foi “perdido” durante o período de avaliação. Finalmente, os autores consideraram esta pequena taxa de fratura da porcelana de cobertura como extremamente promissora, relacionando este fato aos cuidados com o desenho de IE o qual permitiu uma porcelana de cobertura com espessura uniforme, devido ao programa de queima selecionado no forno (embora não tenham especificado como isto foi realizado), a

resistência flexural desta porcelana de revestimento e, aos cuidados com a técnica de aplicação da cerâmica.

Em um recente estudo, Schmitt et al. (2012) avaliaram durante 5 anos PPF à base de Y-TZP (LAVA System, 3M ESPE) trabalhando com as seguintes hipóteses nulas: 1) não haveria fratura na IE de Y-TZP; 2) não haveria fraturas na porcelana de cobertura. Neste estudo prospectivo, 25 PPF foram examinadas, sendo que 4 destas foram substituídas no decorrer do período, devido a extensas fraturas da porcelana de cobertura (o que exigiu a substituição) e uma, inclusive, devido a fratura da IE, perfazendo uma taxa de sucesso de 80%. Outras três peças apresentaram pequenas fraturas da porcelana de cobertura. Além disso, reportaram que 56% das PPF apresentaram desgaste na superfície oclusal. Durante a discussão indicaram que a possível causa para a extensa fratura da porcelana de cobertura em uma PPF foi em decorrência da atividade parafuncional do paciente (bruxismo) associado ao pobre desenho da IE. Discorreram também que as pequenas fraturas estavam relacionadas com áreas de desgastes na superfície oclusal, sendo que este dado está de acordo com o sugerido anteriormente por Sailer et al. (2009), os quais encontraram relação entre o desgaste superficial e a incidência deste tipo de insucesso. Digo de nota foi o fato de terem documentado a morfologia do contato estabelecido na superfície oclusal da cerâmica de cobertura, a qual apresenta topografia “levemente” asperizada e aprofundada em seu centro, sendo que neste caso específico, este ponto de contato oclusal foi a origem de uma pequena área de lascamento da porcelana de cobertura, o que sugere um possível relacionamento entre desgaste na oclusal da cerâmica e lascamentos.

No mesmo ano de 2012, Peláez et al. (2012) estudaram a hipótese nula de que não encontrariam fraturas na IE de Y-TZP (LAVA, 3M ESPE). O estudo foi conduzido de forma que pacientes que necessitassem a substituição ou do segundo pré-molar ou do primeiro molar seriam integrados ao estudo. Um grupo de 17 pacientes foi formado, sendo que estes não deveriam apresentar sinais de atividade parafuncional ou de doença periodontal. As peças foram cimentadas com cimento resinoso Rely X Unicem (3M ESPE); sem qualquer tipo de tratamento interno de superfície. De acordo com o artigo, as IE foram desenhadas seguindo o conceito de desenho anatômico, apresentando área de conexão de no mínimo 9 mm². As 20 PPF (3 unidades) foram examinadas seguindo o protocolo estabelecido pela CDA com foco na superfície e cor, forma anatômica e integridade marginal. Dados relacionados à saúde periodontal também foram registrados. Nenhum participante foi perdido durante o estudo e a taxa de sobrevida em três anos foi de 95%. Somente uma peça teve que ser substituída, pois

um dos pilares exibiu fratura longitudinal. Nenhuma fratura de IE foi observada e somente duas pequenas fraturas da porcelana de cobertura (10%) foram reportadas (estas foram polidas e não exigiram a substituição da peça). Infelizmente, dados com mais relevância não foram extraídos destes eventos, como a análise fractográfica ou a descrição de áreas de desgaste. Entretanto, afirmaram que os contatos oclusais foram estabelecidos contra dentes (porém não deixa claro se o foi estabelecido entre porcelana e tecido dentário ou se havia algum tipo de material restaurador na superfície oclusal). Esta taxa de fratura na porcelana de cobertura foi considerada menor do que quando comparada a de outros trabalhos (embora exista uma grande variação destas taxas entre os trabalhos disponíveis na literatura) e este resultado foi justificado tanto pelo emprego de IE com formas anatômicas quanto pelo fato de que somente um técnico em prótese realizou todos os passos durante a confecção das PPF. Áreas de desgaste na oclusal da PPF foram observadas em 5 participantes (25%). Interessante foi o comentário que devido a forma anatômica da IE, áreas de pequenos sobre contornos foram observadas em 35% das PPF.

Uma recente revisão sistemática de literatura conduzida por Raigrodski et al. (2012) sobre o comportamento clínico das próteses à base de Y-TZP apontou que a pesquisa nesta área está focada no desenho da IE (o desenho anatômico permitem maior resistência à fratura do que aquelas construídas de forma arbitrária) e na técnica de aplicação da cerâmica de cobertura. A pesquisa foi realizada selecionando trabalhos entre 1999 e 2011 de acordo com palavras chaves pré-determinadas. Após esta etapa, critérios de inclusão e de exclusão foram aplicados para escrutinar os artigos obtidos pela pesquisa. Deste total, 1 artigo estava relacionado com uma pesquisa clínica controlada e randomizada e outros 11 eram estudos prospectivos com períodos de avaliação entre 2 e 5 anos. A complicação técnica mais prevalente foi a fratura da porcelana de cobertura, seguida pela fratura da IE, perda de retenção e discrepância marginal. Por outro lado, a recidiva de cárie foi a complicação biológica mais importante, seguida pela perda de vitalidade, fratura do pilar e doença periodontal. A taxa de sobrevida (ou seja, considerando somente quando a prótese teve que ser substituída independente da complicação) variou entre 73,9% e 100%, sendo que cinco estudos reportaram taxas de 100% e um reportou taxa de 73,9%. Os demais apresentaram taxas que variaram entre 88,2 e 96,6%. Como comentado, a fratura da porcelana de cobertura foi a complicação mais evidente nos trabalhos e isto pode ser devido à diferença entre os CET entre Y-TZP e porcelana feldspática ou ao rápido processo de resfriamento a que estas peças são submetidas. Além disso, os autores discutiram que IE anatomicamente desenhadas podem

resultar em menores taxas de fraturas da porcelana de cobertura. Ainda sugeriram que não existe consenso para quantificar ou classificar as fraturas da porcelana de cobertura. Finalmente, embora este episódio de fratura da cerâmica estética seja frequentemente observado, a fratura catastrófica da peça protética somente foi notada em casos isolados.

As tabelas 2.1, 2.2 e 2.3 foram adaptadas a partir do trabalho de Raigrodski et al. (2012) e trazem uma síntese dos artigos revisados.

Tabela 2.1 – Descreve o estudo, o sistema cerâmico estudado a dimensão do conector e a técnica de cobertura empregada para a confecção das restaurações à base de Y-TZP.

Autor (ano)	Sistema Y-TZP	Dimensão do conector	Técnica de cobertura
Vult Von Steyern et al. (2005)	IE: DC-Zirkon C: Vita D Ceramics	Diâmetro de 4 mm para molares e de 3 mm para demais áreas	Aplicação manual
Sailer et al. (2006)	IE: não informado C: uma nova cerâmica foi aplicada	7, 9 e 11 mm ² para 3, 4 e 5 unidades, respectivamente	Aplicação manual
Sailer et al. (2007)	IE: Cercon C: uma nova cerâmica foi aplicada	Não informado	Aplicação manual
Tinschert et al. (2008)	IE: DC-Zirkon C: Vita D Ceramics	15 -16 mm ²	Aplicação manual
Edelhoff et al. (2008)	IE: DigZon C: Inicial Zr-Keramik	6 a 9 mm ²	Aplicação manual
Molin e Karlsson (2008)	IE: Denzir C: Vita D ou IPS Empress	9 mm ²	Aplicação manual e prensada
Beuer et al. (2009)	IE: Cercon C: Cercon Ceram Express	Diâmetro da conexão variando entre 12.2 e 13.3 mm	Cerâmica prensada
Çehreli, Kökat e Akça (2009)	IE: InCeram e Cercon C: Não informado	Coroas unitárias	Não informado
Sailer et al. (2009)	IE: Cercon C: Cercon CeramS	Não informado	Aplicação manual
Örtorp Kihl e Carlsson (2009)	IE: Nobel Procera C: Vita Lumin ou NobelRondo	Coroas unitárias	Aplicação manual
Tsumita et al.	IE: Cercon	9 mm ²	Aplicação manual

(2010)	C: Creation ZI		
Roediger et al.	IE: Cercon	9 mm ²	Aplicação manual
(2010)	C: Cercon CeramS		
Sorrentino et al.	IE: Procera	9 mm ²	Aplicação manual
(2012)	C: Procera All Zircon		
Schmitt et al.	IE: Lava	Pelo menos 9 mm ²	Aplicação manual
(2012)	C: Lava Ceram		
Peláez et al.	IE: Lava	Pelo menos 9 mm ²	Aplicação manual
(2012)	C: Lava Ceram		

Tabela 2.2 – Descreve o tipo de estudo, número de participantes, o número de coroas e PPF e o período pelo qual as próteses foram acompanhadas. N: número. U: unidades. P: posterior. A: anterior. MC: metalocerâmica.

Autor (ano)	Tipo de Estudo	N. de participantes	N. de coroas ou PPF (extensão) [região] observadas	Período de acompanhamento
	Prospectivo	18	23 (23 PPF de 3 U) [P e A]	24 meses
Vult Von Steyern et al. (2005)				
Sailer et al. (2006)	Prospectivo	36	46 (35 PPF de 3U, 9 de 4 U e, 2 de 5 U) [P]	3 anos
Sailer et al. (2007)	Prospectivo	45	33 (27 PPF de 3U e, 6 de 4 U) [P]	53.4 ± 13 meses
Tinschert et al. (2008)	Prospectivo	40	58 (PPF de 3 até 10 U) [P e A]	38 ± 18 meses
Edelhoff et al. (2008)		18	21 (12 PPF de 3 U, 2 de 4 U, 2 de 5 U, 2 de 6 U) [P e A]	39.1 meses
Molin e Karlsson (2008)	Prospectivo	18	19 (PPF de 3 U) [P]	60 meses
Beuer et al. (2009)		19	21 (21 PPF de 3 U) [P]	40 meses
Çehreli, Kökat e Akça (2009)	Clínico controlado randomizado	20	30 coroas	24 meses
Sailer et al. (2009)	Clínico controlado randomizado	59	36 Y-TZP (29 PPF de 3 U, 6 de 4 U, 1 de 5 U)	40.3 ± 2.8 meses

			31 MC (29 PPF de 3 U, 1 de 4 U, 1 de 5 U)	
Örtorp Kihl e Carlsson (2009)	<i>Retrospectivo</i>	161	204 coroas	3 anos
Tsumita et al. (2010)	<i>Prospectivo</i>	20	21 (PPF de 3 U) [P]	28.1 ± 3.4 meses
Roediger et al. (2010)	<i>Prospectivo</i>	75	91 (17 PPF de 4 U e, 74 de 3 U) [P]	50 meses
Sorrentino et al. (2012)	<i>Prospectivo</i>	37	48 (PPF de 3 U) [P]	5 anos
Schmitt et al. (2012)	<i>Prospectivo</i>	25	25 (4 PPF de 4 U e, 21 de 3 U) [P]	62.1 meses
Peláez et al. (2012)	<i>Prospectivo</i>	17	20 (20 PPF de 3 U) [P]	39 ± 2.4 meses

Tabela 2.3 – Descreve o tipo de estudo, número de participantes, o número de coroas e PPF e o período pelo qual as próteses foram acompanhadas. * Todas aconteceram nas PPF instaladas na região posterior.

Autor (ano)	N. de complicações	Tipo de Complicação	N. de substituídos	Taxa de sobrevida
Vult Von Steyern et al. (2005)	4	Complicações: 3 pequenas fraturas da porcelana de cobertura (15%) 1 pilar com necessidade endodôntica	0	100%
Sailer et al. (2006)	11	Complicações: 6 fraturas pequenas da porcelana de cobertura (13%) Em 10.9% da PPF recidiva de cárie foi observada Perdas: 3 devido a recidiva de cárie 1 fratura do pilar 1 descimentação	7	84.8%

		1 fratura da porcelana de cobertura		
		1 pilar com necessidade endodôntica		
Sailer et al. (2007)	12	Complicações:	0	73.9%
		1 IE fraturada devido ao trauma		
		1 descimentação		
		2 pilares fraturados		
		6 recidivas de cárie		
		1 extensa fratura da porcelana de cobertura		
		1 pilar com necessidade endodôntica		
Tinschert et al. (2008)	9	Complicações:	0	100%
		*4 fraturas pequenas da porcelana de cobertura (6%)		
		*3 pilar com necessidade endodôntica		
		*2 descimentações (recimentadas)		
Edelhoff et al. (2008)	3	Complicações:	0	90.5%
		1 pilar com necessidade endodôntica		
		3 fraturas da porcelana de cobertura		
Molin e Karlsson (2008)	1	Complicações:	0	100%
		1 descimentação (recimentada)		
Beuer et al. (2009)	2	Perdas:	2	90.5%
		1 descimentação		
		1 fratura de IE		
Çehreli, Kökat e Akça (2009)	5	Complicações:	2	Não foi determinado
		3 sensibilidades pós cimentação		
		Perdas:		
		1 fratura catastrófica		
		1 fratura do pilar		
Sailer et al. (2009)	13	Complicações:	0	
		1 pilar com necessidade endodôntica		
		9 fraturas pequenas da porcelana de cobertura		

		3 fraturas extensas da porcelana de cobertura		
Örtorp Kihl e Carlsson (2009)	31	Complicações: 9 pilares com necessidade endodôntica 8 descimentações (recimentadas) 2 fraturas pequenas da porcelana de cobertura Perdas: 4 descimentações 5 pilares foram extraídos 1 sensibilidade 2 fraturas extensas da porcelana de cobertura	12	92.7%
Tsumita et al. (2010)	3	Complicações: 3 fraturas pequenas da porcelana de cobertura	0	100%
Roediger et al. (2010)	30	Complicações: 13 fraturas pequenas da porcelana de cobertura 6 descimentações (recimentadas) 3 cáries secundárias 1 pilar com necessidade endodôntica Perdas: 1 fratura da porcelana de revestimento, 3 descimentações, 1 fratura de raiz, 1 devido a doença periodontal e 1 cárie marginal	7	94%
Sorrentino et al. (2012)	3	Complicações: 3 fraturas pequenas na porcelana de cobertura (6.25%)	0	91.9% e 95.4% pacientes usando 1 ou 2 PPF, respectivamente

Schmitt et al. (2012)	10	Complicações:	4	92%
		1 pilar com necessidade de endodontia		
		1 descimentação (recimentada)		
		4 fraturas pequenas da porcelana de cobertura		
		Perdas:		
		1 fratura da IE cerâmica		
		3 fraturas extensas da porcelana de cobertura		

2.5 Desenho da Infraestrutura

Como comentado, as coroas e PPF em Y-TZP apresentam problemas mecânicos (relacionados à fratura da porcelana de cobertura) que ainda não foram totalmente solucionados. Algumas tentativas de melhorar o seu desempenho vêm sendo meticulosamente testadas e reportadas na literatura, incluindo as diferenças de CET, a taxa de resfriamento, o relacionamento da interface entre IE e porcelana de cobertura, dentre outras. Contudo, recentemente a forma da IE tem recebido destaque especial, haja vista que boa parte dos estudos de longevidade aponta a necessidade se empregar IE com desenho modificado do convencional (originalmente proposto).

De forma contrária ao desenvolvimento dos materiais cerâmicos com finalidade restauradora, a forma da IE primeiramente pensada para as ligas metálicas áureas e não áureas apresentava várias características em seu desenho (independente se para restaurações unitárias ou múltiplas), as quais foram totalmente descartadas ou esquecidas durante os primeiros passos dos sistemas totalmente cerâmicos. Interessante notar que, se para as IE metálicas existia e existe toda uma preocupação em fornecer suporte à porcelana de cobertura, deixando-a mais uniforme e, ao mesmo tempo, aumentando a integridade da própria IE por meio do seu desenho, este mesmo pensamento não foi diretamente transmitido para as IE cerâmicas, as quais apresentam propriedades mecânicas muito inferiores às calculadas para as ligas metálicas comumente empregadas.

É notório que o desenvolvimento do desenho destinado ao sistema metalocerâmico foi conduzido de forma empírica; porém, baseado em princípios mecânicos e conhecimento sobre o comportamento mecânico do vidro disponível na época. Partindo do pressuposto de que a porcelana é essencialmente um vidro e, como tal, suporta elevados valores de forças de compressão, mas fratura facilmente sob forças de tração, havia o entendimento que o desenho da IE metálica deveria promover suporte para a porcelana de cobertura (KORNFELD, 1974; MILLER, 1977; STEIN; KUWATA, 1977). Com isto, teorizavam que a forma da IE metálica é um fator importante relacionado com a longevidade da restauração metalocerâmica, pois esta deveria oferecer suporte à esta porcelana e, consequentemente, proporcionar resistência máxima ao sistema, assim como evitar que forças de tração atuassem sobre a porcelana (SHELBY, 1962; MUMFORD, 1965; STRAUSSBERG et al., 1966; HOBBS; SHILLINGBURG, 1973). Talvez a proposta de desenho mais aceita na época era composta por uma cinta na região lingual/palatina com 2,0 mm de altura e postes proximais com espessura de 1,0 mm. Este mesmo desenho avaliado por (CRAIG et al., 1971) indicaram que as restaurações que apresentaram IE com cinta lingual e poste proximal ofereceram um maior suporte à porcelana e reduziu a transferência de estresse à estrutura de suporte.

McLean (1983b) descreveu que a função principal do desenho da IE é fornecer o selamento da restauração com a estrutura dentária, sendo que a função primária do colar metálico é manter a integridade marginal e promover o reforço durante a confecção do padrão de cera. Relatou que o conceito do desenho das IE metálicas não tem mudado recentemente, sendo que alguns dos princípios deverão ser seguidos, como: rigidez de suporte, controle das forças de tração e de cisalhamento, integridade marginal, estética, forma, função, e acesso para a manutenção. Dessa maneira, o desenho da IE deve ser projetado para que o metal ofereça suporte para a porcelana com espessura entre 1,5 e 2,0mm, pois ela possui baixa resistência à tração e, espessuras maiores são mais propensas à fraturas quando forças de tração são aplicadas.

Contudo, diante de uma série de fracassos associados ao comportamento mecânico dos sistemas totalmente cerâmicos, um enorme esforço vem sendo conduzido para aumentar a confiabilidade destes sistemas. Com isto, uma das linhas de pesquisa que se desenvolveram (especialmente após os resultados negativos com as restaurações de Y-TZP e alumina) foi o estudo do efeito que a modificação do desenho da forma da IE cerâmica.

Muito embora McLean e Kedge (1987) já advertissem que devido à natureza frágil das cerâmicas uma margem de segurança maior nas IE cerâmicas deveria ser atingida (esta

margem, inclusive, deveria ser superior à apontada para as IE metálicas) para garantir o sucesso em longo prazo sob a ótica mecânica, isto na verdade não ocorreu em um primeiro momento. Sugeriram que a maior resistência possível em qualquer coroa ceramocerâmica deveria ser alcançada, sendo essencial que as áreas que sofrem carregamento devam ser reforçadas. Para isto, um colar lingual com pelo menos 2,0 mm de altura, estendendo-se em direção proximal com espessura de 1,0 mm deve ser inserido em qualquer IE. Mais tarde, em Vedovato e Yasuda (2006) baseados em experiência clínica sugeriram que a IE deveria fornecer suporte a porcelana de cobertura com a finalidade de minimizar a possibilidade de fraturas durante as atividades funcionais e, concordando com McLean (1998), também apontaram que esta IE deveria ser construída com um poste proximal e cinta lingual, à semelhança do desenho empregado nas IE metálicas.

Conceitualmente, uma IE uniforme em espessura em todas as áreas (0,5 mm para a Y-TZP) foi recomendada pelos fabricantes sem qualquer preocupação com o suporte à porcelana de cobertura. Por exemplo, o guia publicado pela Vita (2005) sobre o processo de fabricação da IE cerâmica do sistema In-Ceram Alumina ‘slip cast’, recomenda que o desenho da IE fosse uniforme, reproduzindo a forma do preparo, com espessura na superfície oclusal de 0,7mm e as demais paredes axiais com 0,5 mm de espessura. Atualmente, os fabricantes indicam a adição de estruturas de suporte (postes proximais ou cinta lingual) no desenho das IE. Esta preocupação inicial com a manutenção da espessura constante e em adesão estrita aos valores recomendados pelos fabricantes pode ser justificada como uma preocupação especificamente relativa aos valores de resistência à fratura que os materiais cerâmicos apresentam. Infelizmente, estes conceitos foram adquiridos em testes que não reproduzem a mecânica do movimento mandibular, ou seja, são testes de carregamento único até a fratura aonde se observava qual espessura de IE para determinado material produzia a maior resistência à fratura. Entretanto, é notório que as restaurações falham devido ao acúmulo de danos no decorrer do tempo (fadiga), fenômeno que não é reproduzido por trabalhos de carga única.

Contudo, ainda não se encontrou qual seria o desenho considerado ideal para cada sistema, mas duas vertentes começaram a ganhar força. A primeira indicou a confecção de IE com conceito anatômico, ou seja, a forma da IE se assemelha à forma final da restauração reduzida em 1,0 mm ou menos em todas as áreas. O segundo conceito trata das coroas monocamadas ou monolíticas, ou seja, não existe uma interface entre IE e porcelana de cobertura e, portanto, a própria restauração final é a IE.

Marchack et al. (2008) reportaram por meio de observação clínica que aproximadamente 30 coroas em Y-TZP haviam apresentado fraturas coesivas na porcelana de cobertura. A partir destas observações, indicaram que as IE cerâmicas devem ser projetadas de forma a minimizar as forças de tração e oferecer suporte à porcelana de revestimento, assim como executado nas IE metálicas. Com o intuito de ilustrar o desenho da IE proposta, apresentaram um caso clínico aonde é possível observar uma extensa cinta lingual e proximal a qual teria a função de uniformizar e oferecer suporte à porcelana de cobertura. Observaram que são poucos os dados científicos disponíveis na literatura sobre o desenho ideal tanto de IE cerâmicas quanto metálicas. Além disso, indicaram que as IE cerâmicas vêm sendo arbitrariamente construídas com espessuras variando entre 0,4 e 0,6 mm, as quais podem não prover suporte e tampouco espessura uniforme à porcelana de revestimento. Discutiram que em um período superior a um ano não observaram este tipo de falha em aproximadamente 150 coroas confeccionadas com uma IE com desenho modificado. Vale ressaltar que esta observação não apresenta embasamento científico. Concluíram que existe a necessidade de pesquisas que relacionem as propriedades dos materiais, desenho das IE cerâmicas e preparos dentários.

Bonfante et al. (2009) avaliaram se a presença de estruturas de reforço (cinta lingual e poste proximal) influenciaria a resistência à fratura de IE cerâmica do sistema In-Ceram Alumina. Para tanto, foram confeccionados 2 grupos (n = 10) para o sistema In-Ceram, sendo que um apresentava as estruturas de reforço e o outro não as apresentava. Coroas metalocerâmicas foram confeccionadas, divididas também em 2 grupos com e sem a presença das estruturas de reforço, para funcionarem como grupo controle. Todas as coroas foram submetidas ao teste de resistência à fratura por compressão axial, em uma máquina de testes universal (Kratos) a uma velocidade de 0,5 mm/min. As coroas metalocerâmicas com ou sem reforço sofreram fraturas do tipo conservativa da porcelana de revestimento, enquanto que as coroas ceramocerâmicas sofreram fraturas catastróficas. Os valores médios de resistência à fratura foram de 237,63 Kgf para as coroas metalocerâmicas com as estruturas de reforço, de 171,73 Kgf para as coroas metalocerâmicas sem tais estruturas, de 127,58 Kgf para as coroas ceramocerâmicas com as estruturas de reforço e de 93,91 Kgf para as coroas ceramocerâmicas sem tais estruturas. A análise estatística observou diferença estatisticamente significativa entre os grupos formados pelo sistema In-Ceram com e sem reforço. Talvez, este tenha sido o primeiro estudo que avaliou de forma controlada o efeito de um desenho modificado em IE cerâmicas.

Embora Bonfante et al. (2009) tenham avaliado a influência de um desenho da IE modificado tanto em IE metálica quanto cerâmica, esta pesquisa foi baseada em resultados obtidos através do teste de resistência à fratura, o qual é conhecido por não incorporar o acúmulo de danos que se observa durante a fadiga. Além disso, este desenho (conceito importado das sugestões das IE das coroas metalocerâmicas) não tinha sido avaliado em IE de Y-TZP. Com isto, Lorenzoni et al. (2010) avaliaram o impacto que esta modificação no desenho da IE (poste proximal com 3,5 mm de altura e cinta lingual com 2,0 mm de altura) em coroas metalocerâmicas (grupo controle, n = 10) e em coroas à base de alumina (In-Ceram Alumina, Vita Zahnfabrik, n = 10) e Y-TZP (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, n = 10). A distribuição de Weibull mostrou claramente que o efeito do desenho da IE está relacionado com o seu material. Em relação às coroas metalocerâmicas, se pode inferir que esta modificação não representou aumento no módulo de Weibull estatisticamente significativo e, adicionalmente, o modo de falha quando comparado às aquelas desenhadas com forma convencional não revelou qualquer diferença digna de nota. Já em relação as IE de Y-TZP, o módulo de Weibull também não revelou diferença estatística; contudo, o modo de falha foi visivelmente diferente, ou seja, as fraturas coesivas na porcelana de cobertura sobre IE com desenho modificado foram mais conservadoras ou menos extensas. Além disso, o grupo formado por coroas de Y-TZP com desenho modificado apresentou módulo de Weibull estatisticamente igual ao das coroas metalocerâmicas. Contudo, vale ressaltar que o modo de falha foi extremamente diferente, o que não permitiu concluir que o sistema à base de Y-TZP apresenta confiabilidade semelhante ao do metalocerâmico. Por outro lado, 7 coroas com desenho convencional do sistema à base de alumina apresentaram fratura catastrófica, enquanto que somente 1 apresentou esta falha quando a IE era modificada. Dessa forma, as coroas de alumina foram mais propensas às fraturas catastróficas devido a formação de trincas tipo radial na superfície de cimentação, o que pode ser justificado devido as suas propriedades mecânicas inferiores às da Y-TZP.

Guess et al. (2013) avaliaram o efeito tanto da forma da IE (convencional ou modificada) quanto do método de aplicação da porcelana de cobertura (prensada ou manualmente aplicada) na confiabilidade e no modo de falha em coroas de molar. Testaram a hipóteses de que quando a porcelana fosse prensada sobre a IE resultaria em uma confiabilidade aumentada independentemente da forma da IE. A forma convencional da IE apresentava espessura uniforme de 0,5 mm em todas as suas paredes e a forma modificada foi conceituada de desenho anatômico pois provia suporte na ponta das cúspides e nas áreas

proximais, mantendo a espessura da porcelana de cobertura uniforme. Os grupos com IE anatômica significativamente aumentaram a confiabilidade em ambas as técnicas de aplicação da porcelana de cobertura. Já para a IE convencional, a técnica manual apresentou maior confiabilidade do que a prensada. Os lascamentos da porcelana de cobertura nos grupos com IE anatômica foram consideravelmente menores do que as representativas para os grupos com IE convencional. Discutiram que as diferenças observadas no tamanho do lascamento (evidentemente menor nas IE com desenho anatômico independente da técnica de cobertura) pode estar associado ao suporte oferecido pela IE e pela espessura uniforme. Assim, comentaram que a espessura da porcelana de cobertura é um fator fundamental no tamanho do lascamento, visto que quando esta porcelana é espessa existe uma propensão a maiores estresses internos. Comentaram que como a porcelana de cobertura é o material mais fraco do sistema, esta porcelana é propensa a falhar durante a função. Desta forma, pode ser esperado que a força necessária para fraturar camadas espessas da porcelana de revestimento sobre IE convencional é maior do que a necessária para a fratura sobre IE com desenho anatômico. Ainda apontaram que estas pequenas falhas podem ser facilmente reparáveis (com acréscimo ou somente por meio do polimento da falha). Como o estudo identificou que a confiabilidade aumentou significativamente quando a porcelana foi prensada sobre IE anatômicas, sugeriram que provavelmente este resultado está relacionado ao fato de que a porcelana prensada é construída somente com um único ciclo de cocção (enquanto que vários são requeridos na técnica manual), o que pode ter levado a uma grande tensão residual nesta porcelana, especialmente nas áreas sem suporte. O desenho anatômico aumentou a confiabilidade e resultou em lascamentos com extensão reduzida.

Embora o conceito do sistema monocamada (monolítico) represente a restauração na sua forma anatômica final, este também pode ser considerado como uma IE com desenho modificado. Estas restaurações podem ser confeccionadas tanto através da prensagem de pastilhas de cerâmica como por meio da tecnologia CAD/CAM (GUESS et al., 2010; SILVA et al., 2011b) Este conceito vem ganhando popularidade, pois o processo de sinterização e estratificação da porcelana de cobertura é tecnicamente sensível a equívocos e tem potencial de agregar enorme quantidade de inclusões bolhosas no seu interior (Lohbauer et al., 2010). Além disso, nos sistemas dupla camada (IE + porcelana de cobertura) sempre ocorre a formação de uma interface entre os materiais, resultando em complexas relações mecânicas e térmicas. De forma contrária, a filosofia das coroas monocamadas permite que não ocorra a formação desta interface, visto que somente um material é utilizado para construir a

restauração. Portanto, do ponto de vista mecânico a estrutura torna-se muito menos complexa (menor incorporação de estresse térmico residual) e mais homogênea devido a menor quantidade de bolhas (GUESS et al., 2010). Vale ressaltar que estas inclusões bolhosas podem se transformar em pontos de concentração de estresse durante o carregamento cíclico, podendo propiciar o início da propagação de trincas, o que degrada as características mecânicas do material e compromete a longevidade clínica do mesmo (Lohbauer et al., 2010).

Estes fatores podem explicar os motivos de coroas monocamadas apresentarem resultados tão promissores quanto 96% em 3 anos (ETMAN; WOOLFORD, 2010), 100% em 2 anos (SILVA et al., 2011b) e 100% em 2 anos (REICH et al., 2010). Aqui vale ressaltar que o primeiro estudo que apontou 96% de sucesso foi fabricado através da injeção da porcelana, enquanto que os outros dois foram fabricados com o sistema CAD/CAM. Adicionalmente, um recente estudo laboratorial indicou que a resistência à fadiga acelerada para coroas monocamadas de dissilicato de lítio foi superior àquelas fabricadas em zircônia (SILVA et al., 2011a) e apresentaram resultado compatível com a confiabilidade apresentada pelo sistema metalocerâmico. Contudo, estes promissores resultados devem ser considerados com cautela até que estudos clínicos de acompanhamento em longo prazo apontem se o sistema mantém os excelentes resultados obtidos em curto prazo.

Apesar destas estruturas não possuírem uma porcelana de cobertura e tecnicamente não possuírem uma IE convencional, existe recomendações a respeito das espessuras mínimas, sendo: 1,5 mm nas paredes circundantes, 2,0 mm na oclusal (na região das cúspides de trabalho) e, 1,0 mm nas pontas de cúspide não funcionais e fundo de sulco (ETMAN; WOOLFORD, 2010; SILVA et al., 2012).

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O principal objetivo deste estudo foi o de avaliar o efeito de dois endentadores com módulos de elasticidade diferentes na confiabilidade e nos danos de superfície em coroas de Y-TZP, por meio das seguintes hipóteses nulas:

1. A confiabilidade de coroas testadas por meio do endentador com menor módulo de elasticidade é maior do que as avaliadas com o endentador com maior módulo de elasticidade.
2. Os dois materiais testados como endentadores produzem distintos padrões de danos na superfície e modos de falha nas coroas de Y-TZP após o teste de fadiga acelerada.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Preparo dos Espécimes

O modelo preparado de um primeiro molar inferior baseado em um desenho assistido por computador (CAD) (Pro/Engineer Wildfire, PTC, Needham, MA, EUA), foi utilizado como padrão para a fabricação das réplicas em resina composta e, conseqüentemente, das coroas unitárias. A prototipagem do desenho CAD foi realizada com a tecnologia Polyjet com a resina (Polyjet HD, Solid Concepts, Valencia, CA, EUA) (Figura 4.1). As dimensões do preparo consistiu na redução das paredes proximais em 1,5 mm e da face oclusal em 2,0 mm em relação a anatomia dentária inicial.

Figura 4.1- Imagem do modelo padrão prototipado apresentando preparo total.

Este modelo padrão foi inserido em um manequim odontológico para que as relações oclusais e os contatos proximais pudessem ser adequadamente reproduzidos (Figura 4.2). Isto teve o objetivo de guiar tanto a confecção das IE em Y-TZP quanto a aplicação da porcelana de cobertura. Os arcos superior e inferior do manequim foram moldados com silicone de adição (Express, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) e enviados para a 3M-ESPE (Germany), onde 42 coroas semelhantes com IE em Y-TZP foram confeccionadas (Figura 4.3).

Figure 4.2 - Imagem lateral do manequim odontológico utilizado para relacionar o modelo padrão com os dentes adjacentes.

Figure 4.3 - Imagem da coroa com IE de Y-TZP. Observe as características da anatomia oclusal.

Um conjunto formado por 42 réplicas de resina composta (Z100, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) foi criado a partir da moldagem do modelo padrão com silicone de adição (Express, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA). Cada impressão foi cuidadosamente inspecionada com lupa de aumento para verificar a presença de imperfeições que pudessem comprometer a fidelidade do troquel. Estas moldagens foram vazadas com resina composta aplicada em camadas de aproximadamente 2,0 mm de espessura. Cada incremento foi fotoativado por 40 s, de acordo com as recomendações do fabricante. Após o completo preenchimento da moldagem, a réplica foi cuidadosamente removida e inspecionada com lupa de aumento a procura de imperfeições (como bolhas na margem cervical).

Previamente à cimentação das coroas, estas réplicas foram mantidas em água destilada por 30 dias para garantir a completa hidratação da resina (COELHO et al., 2009a;

COELHO et al., 2009b; SILVA et al., 2010). Este passo tem por finalidade impedir que efeitos negativos de uma provável expansão dimensional da resina composta ocorram após a cimentação das coroas, visto que as mesmas serão submetidas ao teste FAPSS em água. Vale ressaltar que este envelhecimento em água permite que a resina composta apresente também módulo de elasticidade de 16 GPa (KIM et al., 2007), o que é sugerido ser semelhante ao calculado para a dentina (LAWN et al., 2002).

Depois deste período, estas réplicas foram inseridas em resina acrílica à base de polimetil-metacrilato (Ortho-Jet – Lang Dental Manufacturing Co., Inc. Wheeling, IL, USA) no interior de tubos de PVC com 25 mm de diâmetro. A margem cervical do preparo dentário foi mantida 2,0 mm acima da superfície de resina acrílica (Figura 4.4) com a finalidade de facilitar o procedimento de cimentação. O longo eixo do preparo dentário foi mantido paralelo em relação ao do tubo de PVC, para garantir que não haveria a aplicação de carregamento oblíquo sobre as coroas.

Figure 4.4 - Imagem de uma réplica de resina composta envelhecida e embebida no interior de um tubo de PVC com resina acrílica.

4.2 Forma da IE

Tradicionalmente, as IE com espessura uniforme representavam o padrão para próteses ceramocerâmicas. Contudo, o presente estudo investigou a influência do material do endentador utilizando coroas de Y-TZP que foram fabricadas a partir do conceito de IE com forma anatômica (TINSCHERT et al., 2008; GUESS et al., 2013) (Figura 4.5). Com isto, a

maior parte da espessura total da coroa foi composta pela IE e não pela porcelana de cobertura. Vale ressaltar que a IE seguiu a forma do preparo dentário, reproduzindo inclusive as pontas de cúspide vestibulares e linguais. Esta IE com forma anatômica apresentou espessura variável de acordo com a sua localização, ou seja, a ponta de cúspide apresentou-se mais espessa do que a região de fundo de fossa.

Figura 4.5 - Imagem de estereomicroscopia de luz polarizada de um corpo de prova seccionado ao meio mostrando a forma anatômica da IE de Y-TZP. Observe a relação entre a espessura da IE e da porcelana de cobertura, especialmente no aspecto lingual.

4.3 Endentadores

Para testar as hipóteses do presente estudo, dois materiais com módulo de elasticidade distintos foram selecionados para transferir a carga para a superfície cerâmica das coroas. Assim, esferas de 3,18 mm de raio à base de WC ($n = 21$) foram adquiridas no comércio para serem empregadas como endentadores. Da mesma forma, esferas de 3,18 mm de raio de SB ($n = 21$) também foram compradas no comércio. De acordo com o material do endentador (Figura 4.6), dois grupos foram formados:

Grupo WC – As cargas do carregamento foram transferidas à superfície das coroas de Y-TZP por meio de um endentador à base de carboneto de tungstênio;

Grupo SB – As cargas do carregamento foram transferidas à superfície das coroas de Y-TZP por meio de um endentador à base da cerâmica esteatite.

Cada coroa foi testada com um único endentador para evitar que interpretações não verdadeiras pudessem surgir se somente um único fosse empregado.

Figure 4.6 - Imagens dos endentadores utilizados, (a) WC e (b) SB.

4.4 Cimentação das coroas

As coroas foram cimentadas sobre as réplicas de resina composta envelhecidas empregando o cimento autoadesivo Rely X UniCem (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA), seguindo as recomendações de manipulação do fabricante. As coroas foram manualmente dirigidas sobre o troquel e mantidas em posição por 5 min sob carga constante de 5 Kg. Antes da fotopolimerização, o excesso de cimento foi cuidadosamente removido com o auxílio de um pincel. Posteriormente, cada face do espécime foi fotopolimerizada durante 40 s. Nenhum tipo de condicionamento ou tratamento da superfície de cimentação foi realizado. Antes dos testes mecânicos, todas as coroas foram armazenadas em água destilada ao menos por 7 dias.

4.5 Testes Mecânicos

Para avaliar o efeito dos materiais dos endentadores selecionados, utilizou-se o teste FAPSS. Esta metodologia vem sendo amplamente empregada para avaliar e comparar a confiabilidade de coroas fabricadas a partir de distintos materiais cerâmicos sob diferentes condições de carregamento. Com esta abordagem se espera acelerar a ocorrência do padrão de falha de acordo com o endentador utilizado, o que em termos finais otimiza o uso do equipamento de ciclagem e diminui os custos e o tempo operacional da pesquisa. Embora os valores das cargas empregadas possam ser considerados como “elevado” (porém dentro dos

limites parafuncionais reportados) durante o teste, os dados obtidos são estatisticamente considerados sob a ótica de padrões de carga consideradas “normais”, com o objetivo de prever a provável resposta, em termos de falha e confiabilidade dos endentadores testados. Este teste consiste, portanto, em carregar ciclicamente e progressivamente os corpos de prova seguindo perfis que predeterminam a quantidade de carga e número de ciclos de acordo com cada passo dentro do perfil. Estes perfis (geralmente 3: leve, moderado e agressivo) são definidos de acordo com os valores auferidos com o teste de resistência à fratura (TRF) (Single Load to Fracture).

O TRF com carga única até a ocorrência da fratura (catastrófica ou da porcelana de cobertura) foi realizado em 3 corpos de prova de cada grupo (WC e SB). Para tal, empregou-se o equipamento de ensaio mecânico universal (Model 5566, Instron, USA) equipado com uma célula de carga de 10.000 N, com velocidade fixada em 1 mm/min⁻¹. A partir das informações deste primeiro ensaio mecânico, três perfis de carga foram estipulados para que as coroas remanescentes (n = 18 por grupo) pudessem ser aleatoriamente distribuídas e testadas dentro de cada perfil, seguindo a proporção de 3:2:1. Portanto, 9 coroas foram submetidas ao regime de carga/ciclos do perfil leve, 6 do perfil moderado e 3 do perfil agressivo. Cada perfil determina a intensidade como cada espécime será desafiado, ou seja, cada perfil é composto por fases ou etapas, sendo que cada uma apresenta um valor pré-determinado de número de ciclos sob um regime constante de carga. Na sessão resultados a demonstração gráfica dos perfis auxilia o entendimento do método.

A carga foi transferida à vertente interna da cúspide méso-vestibular da coroa. Todos os corpos de prova permaneceram imersos em água destilada durante todo o experimento. Um equipamento que imita os movimentos mastigatórios (Elf 3300, EnduraTEC Division of Bose, Minnetonka, MN, EUA) foi utilizado, com frequência ajustada em 2 Hz (Figura 4.7). Tal equipamento, diferentemente das máquinas de ciclagem convencionais auxiliadas por molas, impede que ocorra impacto do endentador sobre a superfície da coroa. Ainda, a carga é progressivamente aplicada até o limite imposto pela etapa do perfil e também removido da mesma forma, sugerindo que o ciclo mastigatório seja mais bem simulado. A dinâmica do movimento do endentador pode ser descrito como uma ação que se inicia a 1 mm de distância do ponto de contato previsto (Figura 4.8). Após o contato, ocorre a aplicação progressiva até atingir a carga desejada, sendo que ao mesmo tempo o endentador move-se aproximadamente 0,5 mm em direção ao centro da superfície oclusal, seguido pelo descarregamento e subida do endentador para a sua posição inicial.

Figure 4.7 - Imagem da máquina de ciclagem Elf 3300 no estudo.

Figure 4.8 - Imagem oclusal mostrando o ponto de contato da aplicação da carga na vertente interna da cúspide médio vestibular.

4.6 Caracterização do Modo de Falha

Ao final de cada etapa do perfil, o teste de fadiga foi interrompido para que as coroas pudessem ser inspecionadas sob microscópio de luz polarizada (MZ-APO stereomicroscope, Carl Zeiss MicroImaging, Thornwood, NY, USA), com o objetivo de encontrar evidências de danos/falhas. Dois modos de falhas foram previamente definidos para classificar o espécime como não sobrevivente (diante da falha) ou suspenso, como segue:

- Primeiro modo de falha: foi designado como análise inicial (IA), a qual acontecia quando a primeira trinca evidente (a partir dos limites da área de endentação) fosse
-

observada. Para posterior análise estatística, o valor da carga e o intervalo do número de ciclos onde a trinca foi identificada (fase do perfil que provavelmente ocorreu a trinca, por exemplo, 50 – 60k) foram anotados; contudo, o espécime não era removido do teste neste momento (uma vez que não era uma fratura).

➤ Segundo modo de falha: definiu-se como análise final (FA) que indicava o valor da carga e o número de ciclos quando ocorria a falha, por meio da fratura coesiva na porcelana de cobertura ou quando envolvia a IE (REKOW; THOMPSON, 2007). As coroas que resistiram a todas as etapas do perfil sem apresentarem o segundo modo de falha foram consideradas como suspensas e, para a finalidade estatística, o valor final da carga e do número de ciclos foram registrados.

Vale a pena registrar que esta inspeção do espécime à procura de indícios de falhas (IA ou FA) entre as etapas do perfil só foi possível devido ao uso de um dispositivo que permitia que o corpo de prova pudesse ser reposicionado sempre na mesma posição na máquina de ciclagem.

Todos os espécimes que apresentaram fraturas foram inspecionados sob microscopia de luz polarizada para avaliação fractográfica e, aqueles que melhor representaram o modo de falha do grupo foram observados sob MEV (Model S-3500; Hitachi, Japan). Por outro lado, todas as coroas consideradas como suspensas (ausência de fratura) foram embebidas em resina epóxi (EpoFix Resin - Struers A/S, Ballerup, DK) e posteriormente seccionadas ao meio em uma região próxima ao local da endentação. Após isto, a nova superfície foi cuidadosamente polida ao longo da extensão das trincas com lixas de carboneto de silício (até a granulometria de 2400) sob constante irrigação. Assim, esta superfície danificada pôde ser inspecionada sob microscopia de luz polarizada.

4.7 Caracterização da superfície da coroa e dos endentadores

Impressões de todas as coroas e endentadores testadas sob o regime do perfil leve de cada grupo (WC e SB) foram realizadas utilizando a massa leve de uma silicone de adição (Imprint™ 3 VPS Impression Material, 3M-ESPE). Estas impressões foram realizadas antes do início do teste e ao final de quatro etapas pré-determinadas (40k, 80k, 120k, e 160k) dos perfis. Antes da impressão, as superfícies tanto da coroa quanto do endentador foram limpas

com álcool 100% para eliminar qualquer sujidade. Subsequentemente, estas impressões foram vazadas com resina epóxi (EpoFix Resin - Struers A/S, Ballerup, DK) e, após sua reação de preza, receberam a deposição de uma fina camada de ouro (Emitech K650, Emitech Products Inc., Houston, TX, USA) para permitir sua inspeção sob MEV. Todas as imagens foram realizadas com a distância de trabalho estabelecida em 10 mm, com velocidade de aceleração de 20 Kilovolts (kV), e com magnificação de 35x. As imagens padronizadas obtidas a partir do MEV foram exportadas para o programa ImageJ 1.45s (Wayne Rasband – National Institutes of Health, USA) com a finalidade de se medir a área de endentação de acordo com o número de ciclos e com a carga aplicada. Para garantir que a padronização da medida da área, empregou-se a ferramenta ‘set scale’ para calibrar a ferramenta de medida ‘freehand selection’ com a escala presente na imagem. Cada área foi consecutivamente medida três vezes, por uma pessoa externa à pesquisa, a qual foi previamente calibrada e não conhecia a origem de cada imagem (Figura 4.9). A média aritmética das três medidas (mm^2) foi empregada pela análise estatística.

Figura 4.9 - Imagem de MEV representando como a área de contato foi mensurada com o programa ImageJ.

4.8 Análises Estatísticas

Considerando a distribuição das falhas ao longo do teste de fadiga acelerada (considerando de forma separada os dados colhidos com ambas as análises [IA e FA]), as curvas de probabilidade Weibull (falha de confiabilidade vs. ciclos) empregando uma carga de tensão de 400 N com intervalo de confiança bilateral de 90% foram calculadas e plotadas utilizando o programa Alta Pro 7 (Reliasoft, Tucson, AZ, USA). A ausência de sobreposição

entre os intervalos de confiança indica que há diferença estatisticamente significativa entre os grupos (ABERNETHY, 2006). Além disso, o módulo de Weibull foi calculado com intervalos de confiança bilaterais de 90% a partir da replotagem dos dados de acordo com a carga aferida no momento da falha (nesta análise o número de ciclos aonde a falha ocorreu não foi considerada). A confiabilidade (probabilidade de um material [coroa protética] funcionar por um determinado período de tempo [ciclos] sem apresentar falhas) para uma missão de 50k ciclos empregando parâmetros de carga de 200 N, 300 N, 500 N e 700 N (intervalos de confiança bilaterais de 90%) foram utilizados para a comparação entre os grupos avaliados (WC e SB). Os resultados referentes a área de endentação foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios (tempo [etapa do perfil] e material [WC e SB]). O teste de Tukey's foi empregado para identificar interações significativas entre os grupos testados por meio de comparações pareadas. Os testes utilizaram nível de significância de 5% e foram realizados com o programa Sigmaplot 11.0.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Todos os dados provenientes do teste de ciclagem foram considerados nas análises estatísticas. Isto incluiu todos aqueles considerados suspensos (foram removidos do teste somente no final do ciclo, pois não apresentaram fraturas); porém estes ainda poderiam ter resistido à cargas mais elevadas e a um maior número de ciclos. Com relação ao número de falhas (aqui somente considerado àquelas relacionadas à fratura da porcelana de cobertura – FA análise) registrou-se que 3 espécimes do grupo SB experimentaram pequenas fraturas restritas à região do local endentado. Por outro lado, 5 coroas do grupo WC apresentaram fraturas ao longo do teste de ciclagem, sendo a maior parte destas ($n = 4$) também consideradas pequenas e restritas à área de carregamento.

5.1 Análises Estatísticas

As resistências médias à fratura ($n = 3$) e seus respectivos desvios padrões foram de 2.174 N (+/- 326,1 N) e 2.898 N (+/- 511,7 N) para os grupos SB e WC, respectivamente. O modo de falha mais representativo para o grupo SB foi a fratura catastrófica ($n = 2$) e, para o grupo WC foi a fratura da porcelana de revestimento ($N = 2$). Estes resultados foram empregados para estabelecer os perfis da fadiga cíclica os quais apresentaram uma variação de carga entre 400 e 1550 N (Figura 5.1)

Figura 5.1 - Gráfico representando os perfis do FAPSS.

Dos dados registrados com as análises IA e FA após o FAPSS resultaram os gráficos da probabilidade Weibull utilizando um nível de carga de 400 N com intervalo de confiança bilateral de 90% (Figuras 5.2 “a” e “b”). Em ambas as análises, os gráficos descrevem a sobreposição dos intervalos de confiança, revelando que não existe diferença estatística entre os grupos avaliados (ABERNETHY, 2006). Os valores de beta (β , chamado de fator de configuração Weibull) observados para IA (WC = 1.67 e SB = 1.99) mostraram que a fadiga e o acúmulo de danos foram fatores de aceleração para as falhas encontradas em ambos os grupos. Com relação à análise FA os valores de β não foram tão claros, visto que se estão muito próximos ao limite aonde a fadiga/acúmulo de danos é considerada ou não como fator relevante na aceleração das falhas para ambos os grupos testados (WC = 0.72 e SB = 1.1). A grande amplitude dos intervalos de confiança observados para FA pode ser atribuído ao grande número de espécimes suspensos. Vale registrar que os valores de β descrevem as mudanças ao longo do tempo nas taxas de falhas, sendo que quando o $\beta < 1$ indica que a taxa de falha diminui com o tempo (comumente associado com as “falhas precoces” que podem ser sugestivas de falhas grosseiras), quando $\beta \sim 1$ (entre 0.8 e 1.2) aponta que a taxa de falha não varia com o tempo e, quando $\beta > 1$ apresenta que a taxa de falha aumenta com o tempo (associado com falhas relacionadas ao acúmulo de danos) (ABERNETHY, 2006).

Ao assumir que a fadiga teve pouca ou nenhuma importância na falha dos grupos testados, especialmente na análise FA (resultado WC), a distribuição Weibull (Software Weibull 7 ++, Reliasoft, Arizona, USA) foi calculada levando em consideração somente o valor da carga no momento da falha (aqui o dado do número de ciclos foi ignorado), empregando intervalo de confiança bilateral de 90%. Os gráficos calculados resultantes não apontaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, independentemente da análise empregada (IA e FA) (Figura 5.3 “a” e “b”). Os valores do módulo de Weibull foram similares para ambos os grupos (WC – 3.7240 e SB – 3.9637) quando os resultados da IA foram calculados. Seguindo a mesma tendência, os valores calculados do módulo de Weibull para os grupos WC e SB baseados nos achados de FA foram, respectivamente, de 1.1067 e 1.5267. O módulo Weibull resultante é um indicador da resistência ou da distribuição assimétrica da resistência advinda de falhas (por exemplo, microtrincas) presentes em um material. Desta forma, o módulo de Weibull maior aponta uma maior confiabilidade e estabilidade estrutural do material (devido ao menor número de defeitos). Por outro lado, o módulo de Weibull menor aponta para um material com maior incorporação de defeitos o que indica uma menor confiabilidade e estabilidade do material testado (RITTER, 1995). Além

disso, os gráficos produzidos fornecem a característica de resistência (Eta η), a qual revela a carga necessária para que 63.2% de todos os corpos de prova apresentem falhas. Com relação aos dados fornecidos pela IA, a resistência característica para o grupo SB foi de 906.48 N enquanto que para o WC foi de 746.63 N. Contudo, uma resistência característica maior foi observada quando os resultados FA foram calculados, sendo que o grupo WC apresentou resistência característica de 2857.20 N enquanto que o grupo SB mostrou 7668.48 N.

A confiabilidade calculada para uma missão de 50k ciclos aplicando carga de 200 N, 300 N, 500 N e 700 N para os grupos SB e WC em ambas as avaliações (IA e FA) foram realizadas (Tabela 5.1 “a” e “b”). Em geral, não houve diferença estatisticamente significativa entre as análises (IA e FA) e grupos (WC e SB), visto que os limites superior e inferior se sobrepuseram em todas as circunstâncias. Ou seja, independentemente da análise (IA ou FA), ambos os grupos avaliados apresentaram padrões de confiabilidade similares dentro do mesmo nível de carga; porém, enquanto que a análise IA indicou que a confiabilidade do material diminuiu devido ao aumento do nível de estresse, a análise FA apresentou valores de confiabilidade “estáveis” mesmo com um nível de carga de 700 N.

Figura 5.2 - Cálculo da probabilidade Weibull com carga de 300 N. (a) Gráfico da probabilidade Weibull para IA, ambos endentadores produziram valores de β de 1.99 (SB) e 1.67 (WC), indicando que a fadiga e o acúmulo de danos foram fatores relacionados com a falha. (b) Gráfico da probabilidade Weibull para FA, ambos os grupos apresentaram valores de β muito próximos ao limite (1.2 a 0.8) aonde a fadiga pode ou não ser considerada como um fator de aceleração da falha; porém, uma leitura literal indica que o resultado grupo WC foi influenciado pela resistência e não pelo acúmulo de danos.

Figura 5.3 - Os gráficos apresentam a probabilidade Weibull de acordo com a probabilidade de ocorrer a falha de acordo com a carga. (a) Este gráfico foi construído de acordo com os dados IA e, aponta que os valores do módulo de Weibull foram similares para ambos os grupos (SB – 3.9637 e WC – 3.7240); porém a resistência característica para o grupo SB foi de 906.48 N enquanto que para o WC foi de 746.63 N. (b) Este gráfico foi calculado baseado nos dados FA, e mostra que não houve diferença significativa entre os grupos devido a sobreposição das linhas dos intervalos de confiança; porém aqui o grupo SB apresentou resistência característica de 7668.48 N enquanto que o grupo WC mostrou 2857.20 N.

Tabela 5.1 - Tabela apresentando o cálculo de confiabilidade para uma missão de 50.000 ciclos para ambas as análises (IA [A] e FA [B]), de acordo com cargas pré-determinadas.

A)

50 k Ciclos								
	200 N		300 N		500 N		700 N	
	WC IA	SB IA	WC IA	SB IA	WC IA	SB IA	WC IA	SB IA
Limite superior da Confiabilidade	0.99	0.99	0.97	0.99	0.79	0.94	0.66	0.78
Confiabilidade	0.96	0.99	0.89	0.98	0.64	0.87	0.39	0.62
Limite inferior da Confiabilidade	0.70	0.96	0.65	0.91	0.49	0.74	0.11	0.38

B)

50 k Ciclos								
	200 N		300 N		500 N		700 N	
	WC FA	SB FA	WC FA	SB FA	WC FA	SB FA	WC FA	SB FA
Limite superior da Confiabilidade	0.99	0.99	0.99	0.99	0.97	0.99	0.95	0.98
Confiabilidade	0.98	0.98	0.96	0.98	0.92	0.96	0.87	0.94
Limite inferior da Confiabilidade	0.78	0.61	0.78	0.74	0.76	0.81	0.70	0.76

As leituras das áreas de endentação em mm^2 de acordo com o tempo (etapa do perfil e o material do endentador [WC e SB]) apresentaram diferenças significativas ($p < .05$) entre os grupos (Figura 5.4) (observe as figuras 5.9 e 5.10). A área de contato foi estatisticamente maior para o grupo WC quando comparado com o SB em todas as etapas avaliadas, com exceção do período 120k. De forma geral, a área de contato aumentou significativamente em

função do número de ciclos e da carga; contudo, entre as etapas 80 e 120k do grupo WC e 120 e 160k para o grupo SB não apresentaram diferenças estatísticas.

Figura 5.4 - Gráfico mostrando a área média (mm²) de ambos os grupos (WC e SB). Diferentes letras minúsculas indicam diferenças estatisticamente significantes dentro do mesmo grupo e diferentes letras maiúsculas indicam diferenças dentro da etapa entre os grupos. Letras semelhantes não indicam diferenças estatísticas ($p < .05$).

5.2 Modos de Falha

Em relação a avaliação IA, o principal modo de falha notado foi trincas visíveis a partir da porção mais superior ou das laterais da área endentada, independentemente do endentador empregado (SB ou WC). Entretanto, o endentador WC produziu tais falhas ao redor de 60k ciclos, enquanto o endentador SB provocou tais falhas um pouco mais tarde (ao redor de 80k ciclos) (Figura 5.5). Imagens de coroas representativas de cada grupo após o final do FAPSS revelam que o modo de falha visualmente também foi similar entre os endentadores testados (Figura 5.6). Estas imagens mostram que no ponto de contato houve uma depressão direcionada ao interior da coroa, com o surgimento de trincas na porção mais superior da área endentada em direção a face vestibular. Embora o aspecto visual de tais trincas sugiram que o material já tenha falhado sob o ponto de vista mecânico, a maior parte das coroas (independente do grupo) em si foi capaz de resistir todo o teste FAPSS.

Contudo, a análise FA revelou que o principal modo de falha consistiu de uma pequena fratura da porcelana de revestimento. Este fato ocorreu em 5 espécimes quando ciclados com WC e em 3 quando o endentador utilizado foi o SB (Figura 5.7). Com relação às coroas suspensas de ambos os grupos, padrões semelhantes de falhas foram encontrados especialmente por trincas parciais tipo cone (Figura 5.8). Tais eventos são bem descritos e reportados pela literatura pertinente, sendo que são o resultado da fadiga (ciclos e carga) associado ao bombeamento de água no interior da trinca (devido a abertura da trinca na superfície da coroa associada a pressão imposta pelo carregamento cíclico), o que determina a propagação acelerada da trinca na porcelana de cobertura.

Figure 5.5 - Imagens ópticas de estereomicroscópio representando a presença da primeira trinca visível (seta branca) em ambos os grupos.

Figura 5.6 - Imagens de câmera fotográfica convencional. As imagens “a” e “b” (imagens do mesmo espécime sob ângulos diferentes) representam coroas testadas com o endentador SB e as “c” e “d” (imagens do mesmo espécime sob ângulos diferentes) com o WC. Observe que o padrão de falha foi similar (presença de trinca oriunda da porção mais vestibular da área contatada em direção a face vestibular), embora a área de contato fosse mais áspera para aquelas cicladas com SB ao comparar o resultado produzido pelo WC.

Figure 5.7 - Imagens representativas de estereomicroscopia óptica de coroas que apresentaram pequenas fraturas da porcelana de cobertura. As imagens “a” e “b” representam o grupo WC e as “c” e “d” mostram as características do grupo SB. Embora as coroas tivessem a carga transferida por endentadores compostos por materiais completamente distintos, o modelo de fratura foi similar para ambos. As imagens “b” e “d” são ampliações dos retângulos brancos em “a” e “c”, respectivamente, e mostram as características fractográficas da fratura composta principalmente por ‘arete lines’ (seta branca) a qual indica que a fratura teve origem na área de carregamento pois seu lado côncavo está voltado para a origem da fratura.

Figure 5.8 - Imagens de estereomicroscopia óptica de coroas consideradas como suspensas após serem embebidas, seccionadas e polidas. Imagens “a” e “b” representam coroas cicladas com o endentador WC e as “c” e “d” com o endentador SB. As imagens magnificadas “b” e “d” foram obtidas a partir dos retângulos brancos nas imagens “a” e “c”. As setas brancas estão apontando para as trincas cone parcial. Observe que os modelos de falhas para ambos os grupos são similares.

A ação dos endentadores na superfície friável da cerâmica provocou a formação de falhas, que se desenvolveram em trincas aneladas (ring cracks) (Figura 5.9). A região do carregamento aumentou a área em função da carga e da ciclagem tanto para o grupo SB (Figura 5.10) quanto para o WC (Figura 5.11). Adicionalmente, enquanto que os endentadores SB apresentaram na sua superfície de contato uma região delimitada e planificada de desgaste, os endentadores WC mostraram capacidade de resistir ao uso contínuo, pois tais danos não foram observados na sua superfície (Figura 5.12).

Figure 5.9 - Imagens de MEV representando a superfície das coroas carregadas com o endentador WC (a) e SB (b). Observe em ambas as imagens a quantidade de falhas na superfície da coroa produzidas após a fadiga quando comparadas as áreas sem marcas da ação do endentador. As setas sólidas branca mostra uma região de deslizamento e as interrompidas apresentam a área aonde desenvolveu-se uma área de aderência. Adicionalmente, note pequenas trincas e fraturas nas área limítrofes da endentação.

Figure 5.10 - Uma série de imagens de MEV apresentando o endentador SB (sequencia superior de imagens) e sua respectiva coroa endentada (sequencia inferior de imagens). Observe que a área contatada aumentou com a carga e o número de ciclos.

Figure 5.11 - Uma série de imagens de MEV apresentando o endentador WC (sequencia superior de imagens) e sua respectiva coroa endentada (sequencia inferior de imagens). Observe que a área contatada aumentou com a carga e o número de ciclos.

Figure 5.12 - Imagens de MEV do grupo SB (a) e WC (b) apresentando a superfície que transmitiu carga à coroa. Note que o endentador SB mostrou uma superfície de desgaste após o teste de fadiga acelerada (setas brancas), enquanto que o endentador WC resistiu às mesmas condições de fadiga.

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Este trabalho examinou o efeito do material do endentador na confiabilidade e no modo de falha de coroas à base de Y-TZP com aplicação manual da porcelana de cobertura. A principal diferença entre os materiais dos endentadores avaliados está no seu módulo de elasticidade, o qual pode levar a diferentes concentrações de estresse na superfície da cerâmica (SILVA et al., 2012). A intensidade do estresse na área de contato diminui quando um endentador mais compatível com a superfície cerâmica é empregado (BHOWMICK et al., 2007a). De especial interesse é que a maior parte dos trabalhos publicados em relação ao início e a propagação da trinca e os mecanismos de falhas envolvidos nas cerâmicas com aplicação dental são baseados em experimentos que utilizaram como endentador o WC (BHOWMICK et al., 2007b; KIM et al., 2008a; KIM et al., 2008a). Atualmente, isto se tornou um contraste com estudos que vêm sendo conduzidos (especialmente na Europa, informação pessoal do Prof. Dr. Van Thompson) aonde a cerâmica esteatite é empregada para substituir os endentadores à base de ligas metálicas (KOHAL et al., 2006; PREIS et al., 2012a; ZHAO et al., 2012). Entretanto, o WC tem sido frequentemente empregado para prever o comportamento clínico em longo prazo de vários sistemas cerâmicos (COELHO et al., 2009b; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a), sugerindo que este material combinado com a metodologia proposta pelo teste FAPSS, tem potencial para simular as falhas clínicas (COELHO et al., 2009a; SILVA et al., 2010). A interpretação da probabilidade Weibull e os cálculos de confiabilidade (independente do critério de falha adotado) indicaram que o módulo de elasticidade dos endentadores não se traduziu em um componente de interesse que fosse capaz de produzir resultados de confiabilidade e modo de falha suficientemente distintos para serem detectado nos cálculos estatísticos.

Com relação à inspeção dos danos na camada interna da cerâmica de cobertura naquelas coroas que foram consideradas como suspensas, notou-se que trincas tipo cone parcial (apresentam ângulo de penetração agudo e profundo) foram consideradas como dominantes, independente do endentador empregado (WC ou SB). Este resultado concorda com resultados previamente reportados, aonde as condições para as falhas a partir das trincas penetrantes tipo cone foram insensitivas ao material do endentador empregado (BHOWMICK et al., 2007a). Enquanto que o endentador SB atuando sobre a superfície cerâmica criou uma elevada pressão de contato, o endentador WC apresentou menor coeficiente de fricção, contrario ao observado com o SB. Este parece ter produzido um elevado coeficiente de

fricção quando comparado com ao WC, o que pode ter sido um possível fator para que os resultados do FAPSS fossem similares. Em adição, estas trincas tipo cone são muito bem entendidas e amplamente reportadas, sendo o resultado da fadiga (ciclo e carga) em ambiente úmido, aonde a água é bombeada para o interior da trinca, permanecendo aprisionada no seu interior devido ao campo de estresse compressivo originado pelo deslizamento e subsequente pressão do endentador, o que em termos finais acelera a propagação da trinca (Kim et al., 2008a; Kim et al., 2008b).

A ação do endentador na superfície frágil da cerâmica provoca a formação de trincas na sua superfície, as quais se desenvolvem posteriormente nas trincas aneladas (ring cracks) (ROESLER, 1956). Nesta investigação, ambos os endentadores foram capaz de produzir trincas na superfície do material cerâmico na área endentada, o que levou a formação dos anéis, o que concorda com a teoria acima citada. Embora o caminho de deslizamento produzido pelos endentadores (WC e SB) foi composto por uma área de adesão (stick zone) e por outra deslizamento (slip zone) (SPENCE, 1975), o endentador WC produziu uma superfície menos rugosa (análise subjetiva das imagens de MEV) quando comparado à produzida pelo SB. Esta diferença pode ser atribuída a diferença entre a rugosidade superficial de ambos endentadores. Como citado acima, pode-se esperar que o endentador mais rugoso (SB) leve a um maior coeficiente de fricção. Isto poderia resultar em uma zona de adesão maior (maior estresse aplicado) do que poderia se esperado para o endentador WC (o qual é altamente polido). Este fator poderia compensar a diferença entre o módulo de elasticidade dos endentadores. Embora a área de contato tenha sido estatisticamente maior para o endentador WC (justificado devido ao menor coeficiente de fricção), aparentemente o endentador SB produziu uma zona de adesão relativamente maior do que a produzida pelo WC. É digno de nota que inclusive a área de deslizamento apresenta uma topografia rugosa (explicado pelo maior coeficiente de fricção), o que corrobora com a teoria de que esta diferença de rugosidade tenha influenciado o efeito do FAPSS. Além disso, a morfologia da área contatada (uma depressão curvada em direção ao interior da cerâmica) observada nesta investigação é similar àquela notada clinicamente (ETMAN; WOOLFORD, 2010), independente do endentador empregado.

É esperado que com o contato deslizante repetido o endentador se torne mais plano na área de aplicação da carga (JOHNSON et al., 1973). Enquanto que as esferas de SB revelaram uma bem delimitada e planificada área aonde ocorreu o contato com a superfície cerâmica, isto não foi observado para as esferas de WC. Assim, o endentador WC se mostrou capaz de

resistir a fadiga contínua imposta pelo teste FAPSS sem apresentar sinais de desgaste. Consequentemente, se a proposta para o uso do material WC era relacionado com a sua possibilidade de emprego em múltiplos testes sem substituição (BHOWMICK et al., 2007a), o mesmo pensamento não pode ser correlacionado com o material SB.

A escolha da cerâmica esteatite ($E = 90$ GPa) foi baseada pelo fato de que este material tem sido considerado como o substituto para o esmalte dentário em testes *in vitro*, pois simula de forma mais próxima o desgaste produzido pelo esmalte e apresenta características mecânicas como o módulo de elasticidade mais similar a variação calculada para o esmalte ($E = 40 - 80$ GPa) (WASSELL et al., 1994a; WASSELL et al., 1994b). Contudo, vale ressaltar que as coroas podem estabelecer contato contra a dentina, resina composta e, inclusive, com uma grande variedade de ligas metálicas ou mesmo superfícies cerâmicas (por exemplo, sobre coroas monocamada de dissilicato de lítio ou Y-TZP) (Figura 6.1). Portanto, sob a ótica da aplicação dentária, a diferença no módulo de elasticidade entre endentador e porcelana é salutar, visto que vários materiais com importantes diferenças mecânicas podem estabelecer contato dentário.

Figura 6.1 - Imagens a partir de câmera fotográfica convencional. As imagens “a” e “b” ilustram uma situação aonde se tem superfícies oclusais restauradas com liga metálica “a” e que estabelecem contato oclusal contra uma superfície reconstruída em porcelana “b”. Na figura “c” se nota o contato oclusal entre os segundos molares reconstruídos em porcelana e na “d” ocorre o contato entre esmalte e porcelana (a flecha preta indica a coroa metalocerâmica).

Embora não tenha sido o objetivo principal deste estudo, notou-se que as fraturas da porcelana de cobertura foram pequenas tanto em extensão quanto em profundidade e limitadas ao trilho de deslizamento ou a área de endentação, independentemente do endentador empregado. Este achado é claramente diferente daqueles que têm sido frequentemente reportados por estudos *in vitro* (COELHO et al., 2009a; COELHO et al., 2009b; BONFANTE et al., 2010c; LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2011a), mas ao mesmo tempo similar ao modo de falha reportado recentemente por Guess et al. (2013). Ao contrário destes estudos *in vitro* (COELHO et al., 2009a; COELHO et al., 2009b; SILVA et al., 2010), a maior parte das coroas sobreviveram ao teste de FAPSS (WC = 13/18 e SB = 15/18), embora todos tenham exibido as trincas aneladas (ring cracks). Além disso, a maior parte das falhas registradas ocorreu somente com cargas elevadas. Estes resultados podem ser atribuídos ao desenho anatômico da IE cerâmica, pois tem sido provado que a modificação no desenho da IE diminui o tamanho da fratura da porcelana de cobertura (ROESLER, 1956; LORENZONI et al., 2010; GUESS et al., 2013) e aumenta a carga necessária para produzir tal falha (BONFANTE et al., 2010b). Ainda, este resultado poderia ter sido associado a um protocolo de resfriamento modificado, contudo, não se pode afirmar isto, pois a 3M ESPE não liberou tal informação. O processo de resfriamento lento definitivamente diminui o estresse térmico no interior da massa cerâmica (THOLEY et al., 2010), o que pode determinar a redução das falhas coesivas na porcelana de cobertura; contudo, este tópico ainda exige investigação clínica.

Embora a metodologia FAPSS seja amplamente empregada e considerada como o método que simularia de forma mais precisa a fisiologia oral, talvez seu principal atributo esteja relacionado à possibilidade da criação de um cenário mais agressivo e deletério do que efetivamente é ao ser comparado com a fisiologia oclusal, visto que não existem padrões internacionalmente aceitos em relação à fadiga dinâmica para carregamento de restaurações simulando as funções mastigatórias (SCHULTHEIS et al., 2012). O método FAPSS está baseado em um modelo descrito por DeLong e Douglas (1983) aonde o ciclo mastigatório é desenvolvido em três fases: a fase preparatória (durante a qual a mandíbula é posicionada), a fase do amassamento (que se inicia através do contato dentário com o bolo alimentar até o contato dentário propriamente dito) e a fase final de deslizamento. Assim, esta metodologia reproduz o movimento de deslize proposto por DeLong e Douglas (1983), aonde existe um deslizamento o qual se inicia a partir de um contato excêntrico entre, por exemplo, as vertentes internas das cúspides vestibulares inferiores e as palatinas superiores, com

comprimento médio de 0,5 mm, que representaria o pior cenário possível a que uma coroa cerâmica em dente posterior poderia ser submetido. Contudo, alguns pontos importantes neste método devem ser considerados. Primeiro, durante a mastigação contatos dentários somente ocorrem quando o bolo alimentar já está suficientemente amassado; portanto, não ocorrem em todos os ciclos da mastigação como sugerido. Segundo, este contato deslizante deve ser eliminado em situações clínicas, pois do contrário se estabelece um contato deflexivo, o qual é potencialmente deletério tanto ao sistema estomatognático quanto ao restaurador, funcionando como trauma oclusal (OKENSON, 2000). Por outro lado, parece não haver dúvidas que uma fase de deslizamento produza componentes laterais de forças no material de maior intensidade do que quando comparado aos carregamentos uniaxiais (os quais não produzem deslize lateral), visto que o carregamento uniaxial não produziu cones parciais tão profundos quanto os originados pelo carregamento com deslizamento (KIM et al., 2007).

Curiosamente, a maior parte dos estudos de acompanhamento clínico descritos está relacionada à PPF ao invés de coroas unitárias, apesar das coroas constituírem o tratamento protético fixo mais comum (WALTON, 1999; DENRY; KELLY, 2008). Além disso, ainda não existem dados de longo prazo referentes a longevidade de coroas e PPF à base de Y-TZP (AL-AMLEH et al., 2010; RAIGRODSKI et al., 2012). Embora os trabalhos clínicos venham relatando as taxas de sucesso e suas complicações para este sistema, a maioria se limita em descrever somente o tipo de falha (se fratura da porcelana de cobertura ou da IE) e a frequência com a qual acontece. Por exemplo, a ausência de uma forma mais clara e padronizada de se registrar a extensão das fraturas da porcelana de revestimento (ANUSAVICE, 2012; RAIGRODSKI et al., 2012), além da quase completa ausência de dados sobre os dentes antagonistas (qual material, qual a relação do contato oclusal, entre outras), remove qualquer possibilidade de se obter um maior entendimento sobre os fatores que podem estar relacionados com o evento da falha mecânica. Com relação à extensão da fratura da porcelana de cobertura (modo de falha mais prevalente no sistema à base de Y-TZP), tamanhos distintos destas falhas são encontrados. Frequentemente os estudos clínicos reportam estas como sendo extensas, localizadas, ou de pequena extensão; porém, nenhum mediu, por exemplo, o perímetro da área da fratura. Enquanto que algumas destas poderiam ser completamente reparáveis (através de pequenos reparos com resina composta ou somente com polimento), outras condenariam a coroa ou a PPF. Desta forma, se pode considerar que a percepção desta falha é muito subjetiva, pessoal e medida através de adjetivos e não de números. Por exemplo, Edelhoff et al. (2008) observaram 3 pequenas fraturas durante o

estudo; contudo, a imagem que ilustra uma destas fraturas apresenta uma extensa fratura localizada na ponta da cúspide de um pântico (segundo pré-molar superior), inclusive exibindo visualmente parte da IE (apesar de não ser possível afirmar que a Y-TZP esta exposta). Já em relação ao material do dente antagonista relacionado com a fratura, poucos estudos se preocuparam em, ao menos, indicar qual o tipo de material da superfície oclusal (VULT VON STEYERN et al., 2005; BEUER et al., 2009; PELÁEZ et al., 2012; SORRENTINO et al., 2012). Assim, estes dados seriam de extrema importância para validar ou não tanto metodologias quanto resultados obtidos em pesquisas laboratoriais. Além disso, permitiria guiar de forma mais acurada novos projetos de pesquisas clínicas.

A taxa de falha ou insucesso é um ponto que chama atenção nos estudos clínicos avaliados. Enquanto que Vult von Steyern (2005) apontou 100% de sucesso, Sailer et al. (2007) reportaram sucesso de 73,9%; ou seja, existe uma evidente diferença entre os resultados. Chama a atenção que as taxas de falhas permanecem elevadas (talvez até potencializadas pelo tempo de acompanhamento ser considerado curto) especialmente quando comparadas às calculadas para o sistema metalocerâmico (SAILER et al., 2006; SAILER et al., 2007). Isto talvez possa ser explicado pela técnica laboratorial empregada, sugerindo que a manipulação da Y-TZP é tecnicamente sensível. Além disso fatores clínicos podem também colaborar com os resultados negativos em relação a fratura coesiva da porcelana de cobertura em estruturas de Y-TZP, como o ajuste oclusal após a cimentação da peça (resultado de uma cimentação oblíqua). Vale ressaltar que irregularidades na superfície oclusal oriundas tanto dos ajustes oclusais quanto da atrição têm sido sugeridas como ponto inicial para o desenvolvimento das fraturas coesivas na porcelana de cobertura (SAILER et al., 2009; SAILER et al., 2007; SCHMITT et al., 2012). Ainda, analisar somente a taxa de sucesso pode esconder informações importantes, pois mesmo estudos que indicam 100% de sucesso não deixaram de experimentar complicações (classificadas como reversíveis ou reparáveis), sendo a maioria destas relacionadas ao lascamento (VULT VON STEYERN et al., 2005; SAILER et al., 2006; SAILER et al., 2007; EDELHOFF et al., 2008; TINSCHERT et al., 2008; ÖRTORP et al., 2009; SAILER et al., 2009; TSUMITA et al., 2010; PELÁEZ et al., 2012; RAIGRODSKI et al., 2012; SCHMITT et al., 2012; SORRENTINO et al., 2012). Desta forma, parece notório que este sistema ainda está em processo evolutivo e que não atingiu seu pleno potencial diante dos desafios clínicos.

Vários fatores têm sido relatados como possíveis causas relacionadas aos lascamentos na porcelana de cobertura sobre estruturas de Y-TZP. Dentre estes, a forma das IE passou a

ser considerada como um dos principais, visto que aumenta a confiabilidade deste sistema (GUESS et al., 2013). A principal (e talvez única) preocupação no passado se concentrava tão somente na espessura mínima que a IE cerâmica deveria apresentar para resistir aos desafios clínicos, o que levou ao desenvolvimento de uma IE “uniforme” sem qualquer preocupação em oferecer suporte ou espessura constante para a porcelana de cobertura. Muito embora McLean e Kedge (1987) já afirmavam que as IE cerâmicas deveriam apresentar as mesmas características das metálicas, com a entrada da Y-TZP na odontologia acreditou-se que esta configuração “convencional” da IE (com espessura uniforme de 0,5 mm, em média) seria mais do que suficiente para suportar os esforços oclusais devido as excepcionais características mecânicas do material. Contudo, estudos clínicos reportam constantemente elevadas taxas de complicações relacionadas à fratura coesiva da porcelana de cobertura (como discutido anteriormente). Com isto, os conceitos de desenho de IE empiricamente propostos para as IE metálicas passaram a ser revistos com o objetivo de serem empregados nas IE cerâmicas (BONFANTE et al., 2009; LORENZONI et al., 2010). Marchack et al. (2008) sugeriram, sem comprovação científica, que o desenho modificado da IE de Y-TZP diminuiu a incidência de fraturas da porcelana de cobertura. Adicionalmente, sugestões a partir de pesquisas clínicas também começaram a citar a importância de um desenho de IE que permitisse suporte e uma espessura uniforme a porcelana de cobertura (VULT VON STEYERN et al., 2005; SAILER et al., 2006; SAILER et al., 2007; EDELHOFF et al., 2008; MARCHACK et al., 2008; MOLIN; KARLSSON, 2008; TSUMITA et al., 2010; PELÁEZ et al., 2012; RAIGRODSKI et al., 2012; SORRENTINO et al., 2012). Com isto, o conceito de IE com desenho anatômico desenvolveu-se e tem demonstrado reduzir o tamanho destas fraturas coesivas assim como aumentar a confiabilidade destas coroas quando testadas em laboratório (GUESS et al., 2013). Muito embora a forma da IE não tenha sido testada e seus efeitos em relação à confiabilidade, as fraturas observadas neste trabalho são visualmente semelhantes as reportadas por (GUESS et al., 2013) e muito menores quando comparadas aos espécimes representativos de estudos que empregaram coroas de Y-TZP com IE convencional (LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2011a).

Enquanto que a atividade parafuncional era frequentemente indicada como a causa ou fator principal dos eventos de falha (fratura) em coroas ceramocerâmicas construídas a partir de alumina ou vidro cerâmico, esta justificativa foi pouco empregada para explicar as falhas mecânicas nas restaurações à base de Y-TZP (ÇEHRELI et al., 2009; SCHMITT et al., 2012). Por outro lado, as avaliações clínicas de próteses com IE à base de Y-TZP estipularam

critérios de exclusão mais rigorosos de pacientes com o objetivo de eliminar aqueles candidatos que apresentassem atividade parafuncional ou bruxismo severo (TINSCHERT et al., 2008; TSUMITA et al., 2010; PELÁEZ et al., 2012; SORRENTINO et al., 2012; BEUER et al., 2009; SAILER et al., 2009; ROEDIGER et al., 2010; EDELHOFF et al., 2008). Contudo, eliminar estes pacientes não significa reduzir o número de complicações relacionadas às falhas mecânicas (TINSCHERT et al., 2008; TSUMITA et al., 2010; PELÁEZ et al., 2012; EDELHOFF et al., 2008; BEUER et al., 2009; SAILER et al., 2009; ROEDIGER et al., 2010; SORRENTINO et al., 2012); porém, os resultados podem estar superestimados visto que, teoricamente, estas restaurações protéticas à base de Y-TZP foram inseridas em sujeitos que não desenvolvem cargas oclusais tão elevadas quanto aqueles com sinais e sintomas de atividade parafuncional. Todavia, a forma da IE foi apontada em várias pesquisas para explicar ou o insucesso (EDELHOFF et al., 2008; TINSCHERT et al., 2008; BEUER et al., 2009; PELÁEZ et al., 2012; RAIGRODSKI et al., 2012) ou o sucesso (MOLIN; KARLSSON, 2008; SORRENTINO et al., 2012) mecânico da porcelana de cobertura sobre IE de Y-TZP. Entretanto, Tsumita et al. (2010) propuseram que pesquisas futuras deveriam avaliar a forma ideal da IE cerâmica, pois o melhor relacionamento entre a espessura ideal da porcelana de cobertura e sua resistência à fratura permanece sem resposta. Diante do avanço nos processos de produção de restaurações, coroas ou PPF monocamada podem representar uma alternativa à tradicional forma multicamadas.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos neste estudo pode observar-se que:

- A primeira hipótese de que o endentador com menor módulo de elasticidade levaria a uma maior confiabilidade quando comparado com o endentador WC foi rejeitada. A probabilidade Weibull e os cálculos de confiabilidade, independente do tipo de dado (IA ou FA) não estabeleceu diferença estatisticamente significativa entre os endentadores empregados.
 - A segunda hipótese a qual postulava que haveria diferenças no modo de falha e de dano na superfície da coroa também foi rejeitada, uma vez que os endentadores testados produziram defeitos na superfície e modos de falha similares.
-

Referências

REFERÊNCIAS

ABERNETHY, R. **The New Weibull Handbook**. 5th ed. North Palm Beach: Dr. Robert B. Abernethy, 2006.

AL-AMLEH, B. et al. Clinical trials in zirconia: a systematic review. **J Oral Rehabil**, v. 37, n. 8, p. 641-52, Aug 2010.

ANUSAVICE, K. J. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. **Dent Mater**, v. 28, n. 1, p. 102-11, Jan 2012.

BEUER, F. et al. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). **Clin Oral Investig**, v. 13, n. 4, p. 445-51, Dec 2009.

BHOWMICK, S. et al. Role of indenter material and size in veneer failure of brittle layer structures. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 82, n. 1, p. 253-9, Jul 2007.

BHOWMICK, S. et al. Design maps for failure of all-ceramic layer structures in concentrated cyclic loading. **Acta Mater**, v. 55, n. 7, p. 2479-2488, 2007.

BONFANTE, E. A. et al. Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. **J Dent**, v. 38, n. 4, p. 318-24, Apr 2010.

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. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. **Eur J Oral Sci**, v. 118, n. 2, p. 202-9, Apr 2010.

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.

BONFANTE, G. et al. Sistemas Totalmente Cerâmicos: Construção, Planejamento e Longevidade. **Programa de Atualização em Odontologia Estética**, v., p. 51-133, 2008.

CARLSSON, G. E.; OMAR, R. Trends in prosthodontics. **Med Princ Pract**, v. 15, n. 3, p. 167-79, 2006.

ÇEHRELI, M. C. et al. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. **J Appl Oral Sci**, v. 17, n. 1, p. 49-55, Jan-Feb 2009.

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.

CRAIG, R. et al. Stress distribution in porcelain-fused-to-gold crowns and preparations constructed with photoelastic plastics. **J Dent Res**, v. 50, n. 5, p. 1278-1283, 1971.

DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. **J Dent Res**, v. 62, n. 1, p. 32-6, Jan 1983.

DENG, Y. et al. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. **J Biomed Mater Res**, v. 63, n. 2, p. 137-45, 2002.

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.

EDELHOFF, D. et al. HIP zirconia fixed partial dentures -- clinical results after 3 years of clinical service. **Quintessence Int**, v. 39, n. 6, p. 459-471, 2008.

ETMAN, M. K.; WOOLFORD, M. J. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. **J Prosthet Dent**, v. 103, n. 2, p. 80-90, Feb 2010.

FASBINDER, D. J. et al. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. **J Am Dent Assoc**, v. 141 Suppl 2, p. 10S-4S, Jun 2010.

GUESS, P. C. et al. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. **Dental Mater**, v. 29, n. 3, p. 307-16, Mar 2013.

GUESS, P. C. et al. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. **Int J Prosthodont**, v. 23, n. 5, p. 434-42, Sep-Oct 2010.

HAHNEL, S. et al. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. **J Prosthet Dent**, v. 101, n. 4, p. 269-78, Apr 2009.

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

JOHANSSON, A. et al. Comparison of the prevalence, severity and possible causes of occlusal tooth wear in two young adult populations. **J Oral Rehabil**, v. 20, n. 5, p. 463-71, Sep 1993.

JOHNSON, K. L. et al. The effect of the indenter elasticity on the Hertzian fracture of brittle materials. **Proc R Soc Lond A**, v. 334, p. 95-117, 1973.

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

KIM, J. H. et al. Damage maps for layered ceramics under simulated mastication. **J Dent Res**, v. 87, n. 7, p. 671-5, Jul 2008.

KIM, J. W. et al. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. **J Dent Res**, v. 87, n. 12, p. 1127-32, Dec 2008.

KIM, J. W. et al. Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. **J Dent Res**, v. 86, n. 11, p. 1046-50, Nov 2007.

KIM, S. K. et al. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 11, p. 1048-55, Nov 2001.

KOHAL, R. et al. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. **Clin Oral Implants Res**, v. 17, n. 5, p. 565-571, 2006.

KORNFELD, M. Essential and fundamental factors in crown and bridge prosthodontics. In: _____. **Mouth rehabilitation clinical and laboratory procedures**. St. Louis: Mosby, 1974. p. 248-345.

LARSSON, C. et al. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. **Swed Dent J**, v. 30, n. 2, p. 45-53, 2006.

LAWN, B. R. Indentation of ceramics with spheres: a century after Hertz. **J Am Ceram Soc**, v. 81, p. 1977-1994, 1998.

LAWN, B. R. et al. Overview: damage in brittle layer structures from concentrated loads. **J Mater Res**, v. 17, p. 3019-3036, 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.

MAIR, L. H. et al. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. **J Dent**, v. 24, n. 1-2, p. 141-8, Jan-Mar 1996.

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.

MCLEAN, J. Preparation and the Design of Metal Substructures. In: _____. **Dental Ceramics**. Chicago: Quintessence, 1983. p. 173-187.

MCLEAN, J. Modern Dental Ceramics. In: _____. **Advances in Clinical Prosthodontics**. Padova: Piccin Nuova Libreria S.P.A., 1998. p. 144.

MCLEAN, J.; KEDGE, M. High-strength ceramics. **Quintessence Int**, v. 18, n. 2, p. 97-106, 1987.

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

MOLIN, M. K.; KARLSSON, S. L. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. **Int J Prosthodont**, v. 21, n. 3, p. 223-7, May-Jun 2008.

MUMFORD, G. The Porcelain Fused to Metal Restoration. **Dent Clin North Am**, v. 23, p. 241-249, 1965.

OH, W. S. et al. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. **J Prosthetic Dent**, v. 87, n. 4, p. 451-9, Apr 2002.

OKESON, J. P. Anatomia Funcional. In:_____. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão**. 4 ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. p. 3-101.

ÖRTORP, A. et al. 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.

PELÁEZ, J. et al. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: three-year clinical results. **J Prosthetic Dent**, v. 107, n. 6, p. 373-9, Jun 2012.

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 Implant Res**, v. 18 Suppl 3, p. 73-85, Jun 2007.

PREIS, V. et al. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. **J Dent**, v. 40, n. 11, p. 921-8, Nov 2012.

PREIS, V. et al. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 10, p. 13-22, Jun 2012.

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.

RAIGRODSKI, A. J. et al. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. **J Prosthet Dent**, v. 107, n. 3, p. 170-7, Mar 2012.

REICH, S. et al. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns. **Int J Prosthodont**, v. 23, n. 3, p. 214-6, May-Jun 2010.

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

RITTER, J. E. Predicting lifetimes of materials and material structures. **Dent Mater**, v. 11, n. 2, p. 142-6, Mar 1995.

ROEDIGER, M. et al. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. **Int J Prosthodont**, v. 23, n. 2, p. 141-8, Mar-Apr 2010.

ROESLER, F. C. Brittle Fractures near Equilibrium. **Proc Phys Soc Sec B**, v. 69, n. 10, p. 981-992, 1956.

ROSENTRITT, M. et al. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. **Clin Oral Investig**, v. 15, n. 6, p. 1007-12, Dec 2011.

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.

SAILER, I. et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. **Quintessence Int**, v. 37, n. 9, p. 685-93, Oct 2006.

SAILER, I. et al. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. **Int J Prosthodont**, v. 22, n. 6, p. 553-60, Nov-Dec 2009.

SANTANA, T. et al. Off-axis sliding contact reliability and failure modes of veneered alumina and zirconia. **Dent Mater**, v. 25, n. 7, p. 892-8, Jul 2009.

SCHMITT, J. et al. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. **Int J Prosthodont**, v. 25, n. 6, p. 585-9, Nov-Dec 2012.

SCHULTHEIS, S. et al. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. **Clin Oral Investig**, v., Sep 22 2012.

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

SHORTALL, A. C. et al. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. **Dent Mater**, v. 18, n. 3, p. 246-54, May 2002.

SILVA, N. R. et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. **J Dent Res**, v. 91, n. 3, p. 305-10, Mar 2012.

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 metallo-ceramic and zirconia-based ceramic crowns. **J Dent Res**, v. 89, n. 10, p. 1051-6, Oct 2010.

SILVA, N. R. et al. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. **J Am Dent Assoc**, v. 142 Suppl 2, p. 4S-9S, Apr 2011.

SORRENTINO, R. et al. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. **Clin Oral Investig**, v. 16, n. 3, p. 977-85, Jun 2012.

SPENCE, D. A. The Hertz contact problem with finite friction. **J Elasticity**, v. 5, p. 297-319, 1975a.

STEIN, R.; KUWATA, M. A dentist and a dental technologist analyze current ceramo-metal procedures. **Dent Clin North Am**, v. 21, n. 4, p. 729-749, 1977.

STRAUSSBERG, G. et al. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. **J Prosthet Dent**, v. 16, n. 5, p. 928-36, 1966.

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.

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

THOLEY, M. J. et al. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. **Dent Mater**, v. 27, n. 11, p. 1102-10, Nov 2011.

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.

TSUMITA, M. et al. Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Cercon): a prospective clinical pilot study. **J Prosthodont Res**, v. 54, n. 2, p. 102-5, Apr 2010.

VEDOVATO, E.; YASUDA, S. Sistema Procera. In: DIB, L.; SADY, M. **Atualização clínica em odontologia. Estética e Prótese**. São Paulo: Artes Médicas Ltda, 2006. p. 557-577.

VITA. **Cerâmica sin metal**. Vita: Vita In-Ceram Alumina. Vita, 2005.

VULT VON STEYERN, P. et al. 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.

WALTON, T. R. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, v. 12, n. 6, p. 519-26, Nov-Dec 1999.

WARREN, P. D.; HILLS, D. A. The influence of elastic mismatch between indenter and substrate on Hertzian fracture. **J Mater Sci**, v. 29, p. 2860-2866, 1994.

WASSELL, R. W. et al. A two-body frictional wear test. **J Dent Res**, v. 73, n. 9, p. 1546-53, Sep 1994a.

_____. Wear characteristics in a two-body wear test. **Dent Mater**, v. 10, n. 4, p. 269-74, Jul 1994b.

WERESZCZAK, A. A. et al. Effect of Indenter Elastic Modulus on Hertzian Ring Crack Initiation in Silicon Carbide. **Int J Appl Ceram Technol**, v. 8, n. 4, p. 885-894, 2011.

WIKIPEDIA. Soapstone. n. Janeiro de 20132013.

ZHANG, Y. et al. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 73, n. 1, p. 186-93, Apr 2005.

ZHAO, K. et al. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. **Dent Mater**, v. 28, n. 6, p. 653-60, Jun 2012.