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

VITOR GUARÇONI DE PAULA

**Avaliação da resistência à fadiga e modo de falha de coroas de
dissilicato de lítio com aplicação da carga nas cristas marginais**

**BAURU
2015**

VITOR GUARÇONI DE PAULA

**Avaliação da resistência à fadiga e modo de falha de coroas de
dissilicato de lítio com aplicação da carga nas cristas marginais**

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

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

Versão Corrigida

BAURU

2015

Paula, Vitor Guarçoni de
P281a Avaliação da resistência à fadiga e modo de falha
de coroas de dissilicato de lítio com aplicação da carga
nas cristas marginais / Vitor Guarçoni de Paula - Bauru,
2015.

181 p.: il.; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

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

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

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

*À Deus, por esta sempre presente e ter me guiado
pelos caminhos certos da vida.*

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

*Ao meu irmão Igor, pelo apoio e grande
amizade.*

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo, na pessoa da sua diretora Prof^a. Dr^a. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado, pelo apoio institucional.

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

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

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

Agradeço ao Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante pela amizade, orientação, paciência e disposição em sempre me ajudar durante todos os momentos que precisei.

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

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

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

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

Aos pacientes e alunos do curso de graduação da FOB pela generosa compreensão durante o meu aprendizado.

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

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

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

Ao laboratório de prótese Lorenzoni, em especial ao amigo Dr. Fábio Cesar Lorenzoni, pela dedicação, disponibilidade e extrema perícia na execução de parte dos espécimes deste trabalho. Muito obrigado

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) e ao Programa de Apoio à Pós-Graduação da USP (PROAP) pelo suporte financeiro e viabilização do meu aperfeiçoamento profissional.

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

AGRADECIMENTOS A FAMILIARES E AMIGOS

À Saionara Queiroz Lima, por todo o amor, carinho e compreensão durante essa jornada tão importante.

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

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

Ao amigo e pós-graduando Vinícius Pavessi Fardin pelo auxílio na concepção e desenvolvimento desse trabalho.

Aos meus colegas de doutorado: Carlos Eduardo Rezende, Carolina Ortigosa, Fernanda Stancari, Fernanda Ferruzzi, Hugo Vidotti, Livia Aguiar, Livia Maria, Luana Menezes, Luiz Alves de Oliveira, Luiz Augusto Esper, Max Dória, Max Laurent, Michyele Sbrana pela amizade e o compartilhamento das experiências.

As pós graduandas Andreia Falcão, Ana Luiza Dantas Vilar, Fernanda Piras, Ilana Ramalho e Laís Pires pela amizade e companheirismo.

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

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

Ao Prof. Dr. Leonardo Bonjardim pela grande amizade, apoio, companheirismo e sabedoria em todos os momentos.

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

As grandes amigas Carolina Ortigosa, Livia Aguiar Santos, Livia Maria Sales Fiamengui e Luana Mendonça pelo apoio e amizade em todos os momentos difíceis e alegres.

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

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

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

Hoje sei que de Bauru levo muito mais que conhecimento, ao final dessa longa jornada conquistei muitas experiência e grandes amizades que sempre me acompanharão pelo resto da vida. Obrigado a todos que contribuíram direta e indiretamente pela conquista deste sonho.

*“É preciso força pra sonhar e perceber
Que a estrada vai além do que se vê.”*

Marcelo Camelo

RESUMO

As cerâmicas à base de dissilicato de lítio apresentam propriedades mecânicas, resistência química, biocompatibilidade, baixo índice de acúmulo de placa e resultados estéticos favoráveis. Entretanto, sua resistência à fadiga e probabilidade de sobrevida (confiabilidade) em sua forma estratificada e monolítica ainda é pouco conhecida. Este estudo tem como objetivo investigar a confiabilidade e o modo de falha das coroas estratificadas de dissilicato de lítio com e sem modificação do desenho da infraestrutura e de coroas monolíticas quando submetidas ao ensaio de fadiga por intermédio da ciclagem dinâmica em água. Trinta coroas foram divididas em 3 grupos: IEC (coroas estratificadas com infraestrutura convencional), IEM (coroas estratificadas com infraestrutura modificada) e MON (coroas monolíticas). Para os grupos IEC e IEM as infraestruturas apresentavam espessura de 0,8 mm. No entanto, no desenho modificado era adicionado uma cinta lingual de 2 mm de altura conectada a postes proximais de 3,5 mm de altura, ambos com 1,3 mm de espessura. As MON eram compostas inteiramente de dissilicato de lítio e apresentavam espessura oclusal de 1,5 mm. As coroas foram cimentadas em troqueis de resina composta e submetidas a ciclagem dinâmica em água (30-300 N). Um endentador monolítico de dissilicato de lítio aplicava carga axial sobre a crista marginal mesial até a fratura, e posteriormente na crista distal. Ao final, as coroas eram analisadas em estereomicroscópio e no microscópio eletrônica de varredura (MEV) para caracterização e classificação dos danos. As falhas encontradas nas coroas foram registradas a cada 125.000 ciclos. A distribuição Weibull a 2 parâmetros (Synthesis 9, Weibull ++; Reliasoft, Tucson, AZ, USA) foi utilizada para cálculo da probabilidade de sobrevida em 1, 2 e 3 milhões de ciclos. Comparações entre os grupos também foram realizadas com o módulo de Weibull e a resistência característica (número de ciclos decorrido até a fratura). Tanto em 1 quanto em 2 milhões de ciclos, a probabilidade de sobrevida foi significativamente baixa para as IEM em relação as MON e as coroas IEC não apresentaram diferença entre as IEM e MON. Em 3 milhões, apenas as coroas monolíticas mantiveram a confiabilidade, considerando que diminuiu significativamente para as estratificadas, independente da modificação

da infraestrutura. Fraturas envolvendo os postes proximais e/ou a cinta lingual foram observadas para as IEM, enquanto as IEC o modo de falha predominante foi a fratura coesiva da porcelana de revestimento. As MON também apresentaram fraturas coesivas. As marcas fractográficas identificaram a superfície de contato com o endentador como origem das fraturas. Em conclusão, a alta confiabilidade foi observada para as coroas MON em 3 milhões. As coroas estratificadas não se beneficiaram da modificação da infraestrutura, pois não houve diferença na confiabilidade entre elas nos 3 tempos avaliados. Além disso, o modo de falha no grupo IEM não restringiu a fratura coesiva da porcelana, com presença de fraturas na infraestrutura. Falhas coesivas foram observadas apenas na porcelana de revestimento das IEC e na cerâmica no grupo MON.

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

ABSTRACT

Fatigue lifetime and failure mode of lithium disilicate crowns during load application in marginal ridges

Lithium disilicate glass-ceramic provides desirable mechanical properties, chemical resistance, biocompatibility, diminished plaque accumulation, esthetics, and favorable esthetic results. However, the fatigue life and probability of survival (reliability) of lithium disilicate in its monolithic or layered form is still poorly understood. This study aimed to investigate the reliability and failure modes of porcelain veneered lithium disilicate crowns with and without core design modification, and of monolithic crowns when subjected to cyclic fatigue in water. Thirty lithium disilicate molars crowns were made and divided into 3 groups: IEC (bilayer crown with even thickness coping, i.e. conventional core), IEM (bilayer crowns with modified core design) and MON (monolithic crowns). For groups IEC and IEM, copings presented an even thickness of 0.8 mm and the modified design consisted of 1.3 mm thickness with a lingual margin of 2.0mm height connected to full contour proximal struts of 3.5 mm height. Monolithic crowns had an occlusal thickness of 1.5 mm. Crowns were luted on composite resin abutment replicas and subjected to cyclic fatigue in water (30-300 N). A monolithic indenter of lithium disilicate was used to deliver the load on the mesial marginal ridge until failure, then the same procedure was performed in the distal ridge. For failure characterization crowns were analyzed in stereomicroscope and scanning electron microscope (SEM). Failure inspection was performed every 125,000 cycles. The 2-parameter Weibull distribution (Synthesis 9, Weibull ++; Reliasoft, Tucson, AZ, USA) was used calculate the probability of survival at 1, 2, and 3 million cycles. Comparisons between groups were also made for Weibull modulus and characteristic strength (number of cycles elapsed until failure). At both 1 and 2 million cycles, reliability was significantly lower for IEM relative to MON and IEC showed no difference between the IEM and MON. At 3 million cycles, only monolithic crowns maintained the reliability, whereas it significantly decreased for porcelain veneered crowns, regardless of core design modification. Fractures involving the proximal struts and/or

lingual collar were observed for IEM crowns, whereas IEC crowns chiefly presented porcelain cohesive failures. MON crowns fractured cohesively. All fractures started occlusally, as depicted by telltale fatigue marks. In conclusion, the highest reliability was observed for MON crowns at 3 million cycles. Layered lithium disilicate crowns did not benefit from framework design modification, as there was no difference in reliability between them in 3 times evaluated. Also, failure modes differed between groups and IEM did not hinder porcelain cohesive failures, instead fractures involving the framework were observed. Cohesive failures were observed only for the porcelain veneer of IEC, and of the lithium disilicate material in the MON group.

Keywords: Ceramic; Dental Crown; Fatigue; Infrastructure.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

- Figura 4.1 - Vista proximal do dente de manequim com superfície oclusal modificada.....81
- Figura 4.2 - (a) Imagem do dispositivo 1, cilindro em alumínio, com 4,5 cm de altura e com 2,5 cm de diâmetro, o orifício na região superior e no centro apresenta 1,5 cm de diâmetro e 1,0 cm de profundidade para permitir a inserção do material de moldagem para a duplicação do preparo padrão. (b) Imagem do dispositivo 2, bloco em alumínio com 8,0 cm de largura, 6,0 cm de altura e com orifício central de 2,5 cm de diâmetro de forma a permitir que o dispositivo 1 possa ser acoplado em seu interior, permitindo a obtenção de cilindros de resina acrílica com altura de 2,0 cm e com 2,5 cm de diâmetro. (c) dente padrão inserido no dispositivo 1, antes do preparo. (d) dispositivo 1 inserido no dispositivo 2, notar o espaço formado entre a superfície superior do dispositivo 2 e o dispositivo 1. (e) imagem do dispositivo 2 preenchido com resina acrílica.82
- Figura 4.3 - Dente de manequim preparado. (A) Vista vestibular; (B) vista proximal; (C) vista oclusal.82
- Figura 4.4 - (a) Imagem do dispositivo 1 após o processo de moldagem do dente padrão pronto para o vazamento com resina composta. (b) Réplica em resina composta do dente preparado. (c) Observa-se que a réplica de resina composta do dente padrão, após ser inspecionada, foi reinserida no molde do dispositivo 1 e este acoplado ao dispositivo 2. (d) Vista do conjunto após vazamento da base com resina acrílica.....84
- Figura 4.5 - (a) Vista proximal e (b) oclusal da réplica em resina composta incluída no cilindro de acrílico já com as dimensões apropriadas para inserção na máquina de ciclagem dinâmica.....84
-

Figura 4.6 - Ilustração esquemática da I.E. convencional, modificada e coroas monolítica. A linha pontilhada representa a porcelana de revestimento que foi aplicada sobre as I.Es.....	85
Figura 4.7 - I.Es. (a) convencional e (b) modificada enceradas.	86
Figura 4.8 - (a) Componentes do sistema IPS e.max Press para a inclusão dos padrões de cera no material de revestimento. (b) Padrões de cera presos nos respectivos <i>sprues</i> e na base de injeção.	87
Figura 4.9 - (a) Anel de silicone montada na base de injeção pronta para o vazamento do material de revestimento. (b) Conjunto anel de silicone / base de injeção após o vazamento do material de revestimento com a tampa posicionada, note que o excesso de revestimento é extravasado pelo orifício presente na tampa.	87
Figura 4.10 - (a) Pastilhas de dissilicato de lítio com alta translucidez (HT) na cor B1 utilizada e alta opacidade (HO) para visualização de contraste. No canto direito é possível observar o êmbolo utilizado no processo de injeção. (b) Anel de revestimento no interior do forno durante o processo de eliminação da cera. (c) anel de revestimento posicionado no forno de injeção com a pastilha e o embolo em posição.	88
Figura 4.11 - (a) Anel de revestimento cortado para remoção do êmbolo (lado esquerdo). (b) I.Es. em dissilicato de lítio logo após a remoção do revestimento e jateamento com microesferas de vidro.	89
Figura 4.12 - (a) Vista proximal e (b) oclusal da I.E. de dissilicato de lítio convencional. (c) Vista proximal e (d) oclusal da I.E. de dissilicato de lítio modificada. Notar a presença da cinta lingual e o poste proximal.....	90
Figura 4.13 - (a) Vista proximal e (b) oclusal das coroas monolíticas de dissilicato de lítio	91
Figura 4.14 - Vista lateral do verticulador adaptado para permitir uma melhor padronização das espessuras da porcelana de revestimento dos corpos de prova.	92

Figura 4.15 - Vista aproximada da I.E convencional instalada no verticulador; notar espaço entre I.E. e guia para aplicação da porcelana de revestimento.	92
Figura 4.16 - Sequência de cimentação utilizada para as coroas estratificadas e monolíticas.	96
Figura 4.17 - Coroa sob o dispositivo de cimentação.	96
Figura 4.18 - Coroas estratificadas com (a) I.E. Convencional, (b) modificada e (c) coroa monolítica cimentadas em seus respectivos preparos. (b) A linha pontilhada demarca a modificação da I.E. (cinta lingual e poste proximal).	96
Figura 4.19 - (a) Imagem da matriz metálica utilizada para enceramento dos endentadores. O cilindro (esquerda) apresenta 10 mm de altura e 24 mm de diâmetro, sendo que o orifício interno apresenta 10 mm de diâmetro, a segunda parte do dispositivo (direita) apresenta 3 mm de espessura e 9,5 mm de diâmetro. (b) Para a confecção dos endentadores uma porção de cera era vertida no interior do orifício do cilindro. (c) a segunda parte do dispositivo era posicionada no interior do orifício e (d) mais uma porção de cera era colocada sobre ele, os excessos eram removidos com uma lâmina de bisturi aquecida. (e) Endentador encerado e o parafuso a qual será fixado. (f) Endentador cimentado no parafuso de encaixa da máquina de ciclagem dinâmica.	97
Figura 4.20 - Espécime posicionado na máquina de ciclagem dinâmica com o endentador na crista marginal mesial (a) e distal (b).	98
Figura 5.1 - Evolução dos danos em uma coroa do grupo IEM com carga aplicada na crista marginal mesial desde o ponto inicial (0 ciclos), passando pelos intervalos onde os danos foram mais representativos até a fratura (1.750.000 ciclos). A medida que ocorre a progressão da ciclagem dinâmica ocorre a evolução da trinca observada sob o ponto de endentação.	110
Figura 5.2 - Vista oclusal e proximal da evolução do dano em uma coroa do grupo IEC.	111

Figura 5.3 - Micrografias feitas em estereomicroscópio de luz polarizada (imagem central) e em MEV (imagens periféricas) mostrando a montagem e interpretação fractográfica qualitativa de fratura coesiva na porcelana de revestimento em uma coroa do grupo IEC.	113
Figura 5.4 - Vista oclusal e proximal da evolução do dano em uma coroa IEM.....	117
Figura 5.5 - Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada (imagem central) e em MEV (imagens periféricas) mostrando a fratura coesiva na porcelana de revestimento em uma coroa IEM.....	119
Figura 5.6 - Vista oclusal e proximal da evolução do dano até a fratura em uma coroa MON.....	121
Figura 5.7 - Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada.....	123
Figura 5.8 - Micrografia feita em MEV mostrando os danos superficiais causados no endentador (a, b) e na crista marginal de uma coroa estratificada com I.E. convencional (c, d).....	127
Figura 5.9 - Micrografia realizada no MEV mostrando os danos superficiais causados pelo contato entre o endentador (a, b) e a coroa MON (c, d).....	129

- GRÁFICOS

- Gráfico 5.1 - Probabilidade de falha vs. número de ciclos (Weibull 2 parâmetros – 90% de intervalo de confiança), mostrando a probabilidade de falha das coroas estratificadas com porcelana com I.E. de dissilicato de lítio sem e com modificação de desenho e coroas monolíticas ao longo dos ciclos. É possível notar a dispersão dos dados e a sobreposição dos limites superior e inferior dos intervalos de confiança..... 106
- Gráfico 5.2 - Probabilidade de sobrevida vs. número de ciclos (Weibull 2 parâmetros – 90% de intervalo de confiança), mostrando a distribuição dos espécimes de cada grupo ao longo dos ciclos. As linhas tracejadas verticais indicam os tempos de ciclagem de 1, 2 e 3 milhões, da esquerda para a direita, respectivamente..... 108
- Gráfico 5.3 - “Countour plot” (90% de intervalo de confiança), mostrando o módulo de Weibull (m) vs. número de ciclos. A presença de interposição entre os contornos indica ausência de diferença estatística significativa entre os grupos. Note o posicionamento mais para a direita do grupo MON que evidencia maior vida útil a fadiga que os outros grupos, embora sem diferença estatística. 109
-

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Ciclo de sinterização cerâmica de cobertura IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) sobre as I.Es de dissilicato de lítio.....	94
Tabela 5.1 - Testes T pareado (intervalo de confiança de 95%) para os grupos IEC (coroas estratificadas com I.E. convencional) e MON (coroas monolíticas) e teste de Wilcoxon para o grupo IEM (coroas estratificadas com I.E. modificada)	104
Tabela 5.2 - Probabilidade de sobrevida (90% de intervalo de confiança) dos 3 grupos ao longo dos ciclos. Letras iguais indicam ausência de diferença estatística significativa entre os grupos nos determinados número de ciclos.....	107
Tabela 5.3 - Valores do módulo de Weibull e número de ciclos na condição onde 62,3% dos espécimes apresentaram falhas.	109
Tabela 5.4 - Tipos de falhas encontradas em cada grupo	110

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

1E + 06	1.000.000
2E + 06	2.000.000
3E + 06	3.000.000
1E +07	10.000.000
3D	Três dimensões
%	Porcentagem
°C	Graus Celsius
°C/min	Graus Celsius por minuto
AL	Arrest line
CAD-CAM	<i>Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing</i> (Desenho assistido por computador / Manufatura assistida por computador)
CET	Coeficiente de expansão térmica
[E]	Módulo de elasticidade
ED	Ponto de endentação
I.E.	Infraestrutura
IEC	Coroa estratificada com infraestrutura convencional
IEM	Coroa estratificada com infraestrutura modificada
GPa	Gigapascal
H	Hackle
Hz	Hertz
Kv	Kilovolts
MPa	Megapascal
MPa.m ^{1/2}	Unidade de tenacidade à fratura
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
min	Minutos
mm	Milímetros
µm	Micrometros
mm ²	Milímetro quadrado
µm ²	Micrometro quadrado

<i>m</i>	Módulo de Weibull
MON	Coroa monolítica
N	Newton
s	Segundos
TH	Twist hackle
WH	Wake hackle
Y-TZP	Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítrio

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	31
2.1	Comportamento das infraestruturas e substrato monolítico	33
2.1.1	<i>Infraestruturas Metálicas</i>	<i>33</i>
2.1.2	<i>Infraestruturas Cerâmicas e Coroas Monolíticas.....</i>	<i>36</i>
2.2	Características das falhas e fraturas em coroas cerâmicas	52
3	PROPOSIÇÃO	75
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	79
4.1	Elemento dentário:.....	81
4.2	Preparo Dentário:	82
4.3	Réplicas de resina composta.....	83
4.4	Grupos experimentais:	85
4.5	Características das I.Es.:.....	85
4.6	Fases laboratoriais:	86
4.6.1	<i>Confecção das I.Es.:.....</i>	<i>86</i>
4.6.2	<i>Confecção das coroas cerâmicas monolíticas:.....</i>	<i>90</i>
4.6.3	<i>Aplicação da porcelana de revestimento:.....</i>	<i>91</i>
4.6.4	<i>Glaze das coroas monolíticas:.....</i>	<i>94</i>
4.7	Cimentação:	95
4.8	Ciclagem dinâmica:	97
4.9	Análise dos danos e fractografia	98
4.10	Análise estatística.....	99
5	RESULTADOS	101
5.1	Efeito do local de aplicação da carga (crista mesial e distal).....	103
5.2	Vida útil a fadiga: probabilidade de sobrevida	105
5.3	Características e modo de falha	109
6	DISCUSSÃO	131
7	CONCLUSÕES	153
8	REFERÊNCIAS	157
9	ANEXOS	177

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Embora as coroas metalocerâmicas sejam utilizadas a mais de 60 anos com padrões de sucesso ao ponto de serem consideradas hoje “padrão ouro” na odontologia reconstrutiva (PJETURSSON, SAILER, *et al.*, 2007), elas podem apresentar alguns resultados indesejáveis no que diz respeito a estética e biocompatibilidade, como o sombreamento metálico na região gengival, relatos de hipersensibilidade relacionados às ligas metálicas e maior acúmulo de biofilme (CHRISTENSEN, 1994; PJETURSSON, SAILER, *et al.*, 2007; LU *et al.*, 2009; MCGINLEY *et al.*, 2011).

O grande avanço científico dos materiais cerâmicos nas últimas décadas proporcionou a diversificação, difusão e a popularização das coroas totalmente cerâmicas ou ceramocerâmicas, tornando-as com custo e manufatura mais acessível tanto para os laboratórios de próteses quanto para os CDs. Projeções de 2008 mostram que 50% das coroas fabricadas nos EUA foram ceramocerâmicas (DONOVAN, 2008).

Enquanto estudos apontam que não existe diferença significativa em relação à sobrevida de coroas ceramocerâmicas ou metalocerâmicas na região anterior, o mesmo não é verdadeiro quando se analisa os dados da região posterior (FRADEANI e REDEMAGNI, 2002; PJETURSSON, SAILER, *et al.*, 2007; SAILER, PJETURSSON, *et al.*, 2007). Dados demonstram que a probabilidade de falha na região posterior pode ser até 3,37 vezes maior do que na região anterior (GOODACRE *et al.*, 2003; MALAMENT e SOCRANSKY, 2010). Ao se avaliar o modo de falha entre os sistemas metalocerâmico e ceramocerâmico observa-se que não é possível traçar paralelo entre os modos pelos quais fracassam. Entretanto, a maioria das falhas nas metalocerâmicas são de caráter biológico, especialmente devido a cárie, doença periodontal e perda da vitalidade pulpar (WALTON, 1997; PJETURSSON, SAILER, *et al.*, 2007; SAILER, PJETURSSON, *et al.*, 2007). As falhas mecânicas dos materiais cerâmicos (fratura da porcelana de revestimento e/ou da I.E.) são as principais na região posterior (FRADEANI e REDEMAGNI, 2002; GOODACRE *et al.*, 2003; SAILER *et al.*, 2006; PJETURSSON, SAILER, *et al.*, 2007;

SAILER, FEHER, *et al.*, 2007; SAILER *et al.*, 2009; MALAMENT e SOCRANSKY, 2010; REKOW *et al.*, 2011; BEIER, KAPFERER e DUMFAHRT, 2012; KERN, SASSE e WOLFART, 2012).

As porcelanas odontológicas apresentam natureza vítrea e, assim como o vidro, tem alta resistência às forças compressivas, mas tendem a sucumbir às forças de tração (ANUSAVICE, 2005; REKOW e THOMPSON, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; DELLA BONA, 2009; REKOW *et al.*, 2011). Com o objetivo de suprir essa deficiência foram desenvolvidos novos materiais cerâmicos particulados ou semicristalinos (contendo quantidade menor de vidro) e os cristalinos ou policristalinos (sem material vítreo) (DELLA BONA, 2009). Do ponto de vista mecânico a adição parcial ou mesmo total de substâncias cristalinas (em sua maioria óxidos metálicos) na composição das cerâmicas é extremamente benéfico, pois à medida que a fase cristalina sobrepõem a fase vítrea há melhora da resistência as forças trativas, compressivas, desgaste e dificuldade da propagação de trincas. Não obstante, à medida que ocorre esse aumento do conteúdo cristalino, observa-se também a perdas de diversas características óticas, deixando o material mais opaco, o que prejudica suas características estéticas e limita suas indicações, principalmente no que tange a região anterior (HEFFERNAN *et al.*, 2002b; a; GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004b; a; ANUSAVICE, 2005; CONRAD, SEONG e PESUN, 2007; DELLA BONA, 2009; GUESS *et al.*, 2011).

Com o intuito de balancear estética e função as cerâmicas semicristalinas tentam alinhar a estética das cerâmicas vítreas com a resistência proveniente dos cristais. Sua composição básica é uma matriz vítrea enriquecida com certa quantidade de matriz cristalina. Dentre elas as cerâmicas à base de dissilicato de lítio apresentam grande destaque devido a sua versatilidade de manufatura, indicações e relatos promissores na literatura (ANUSAVICE, 2005; DELLA BONA, 2009; VALENTI e VALENTI, 2009; FASBINDER *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; GUESS, SELZ, *et al.*, 2013; QUINN, GIUSEPPETTI e HOFFMAN, 2014; SEYDLER *et al.*, 2014).

A cerâmica à base de dissilicato de lítio é composta por uma matriz de cerâmica vítrea enriquecida com cristais de dissilicato de lítio (60 a 65%).

Comercialmente o dissilicato de lítio era conhecido como IPS Empress II (Ivoclar Vivadent® - Schaan/Liechtenstein), mas após algumas reformulações químicas foi renomeado de IPS e.max Press ou IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent® - Schaan/Liechtenstein) (65% de dissilicato de lítio, 34% de fase vítrea e até 1% de porosidades) (GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; SCHWEIGER *et al.*, 2008; DENRY e HOLLOWAY, 2010). A segunda geração do dissilicato de lítio apresenta cristais de menor tamanho, disposição mais homogênea e melhora de algumas propriedades físicas, como: resistência flexural (360 a 440 MPa) e tenacidade à fratura (2,5 a 3 MPa.M^{1/2}), certa de 10% maior do que o seu antecessor (GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; TYSOWSKY, 2009; MA, GUESS e ZHANG, 2013). Os sistemas de dissilicato de lítio são extremamente versáteis em se tratando do método de confecção e indicação clínica. Seu método de confecção pode ser realizado por técnica de injeção/prensagem (IPS e.max Press) (IVOCLAR, 2010b), na qual a restauração final é obtida a partir de um modelo encerado ou por técnica CAD/CAM (IPS e.max CAD) (IVOCLAR, 2010a), quando o preparo dental é digitalizado e sobre o modelo digital em 3 dimensões é realizado o desenho da restauração desejada e posteriormente um bloco de dissilicato de lítio é fresado conforme as indicações do desenho digital (LORENZONI *et al.*, 2012). O dissilicato apresenta uma imensa gama de indicações segundo o fabricante, como: coroas unitárias anteriores e posteriores, inlays, onlays, facetas e PPFs de três elementos para dente anterior e posterior até segundo pré-molar (IVOCLAR, 2010b; a).

Além da versatilidade de indicação, o sistema permite a confecção de prótese com I.E. de dissilicato de lítio para posterior revestimento com cerâmica feldspática (porcelana de revestimento), ou a confecção de estrutura monolítica já com a pastilha de translucidez e cor indicada para o caso final (IVOCLAR, 2010b; a; LORENZONI *et al.*, 2012). Cada modo de confecção apresenta suas vantagens e desvantagens. O modelo de aplicação com utilização da I.E. recoberta com porcelana apresenta a vantagem de alinhar a resistência do dissilicato de lítio com a estética superior da porcelana de revestimento. Já o modelo monolítico tenta maximizar a resistência com a utilização de uma camada mais espessa de material, cerca 1 a 2 mm de espessura frente aos 0,8mm da I.E. (GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; GUESS *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; LORENZONI *et al.*, 2012).

Diferente das cerâmicas feldspáticas as cerâmicas semicristalinas apresentam melhor resistência à propagação das trincas. Os cristais de dissilicato formam uma zona de tensão compressiva na matriz vítrea ao redor dos cristais que causa a deflexão das trincas, assim como ocorre nas cerâmicas à base de leucita. Mas diferentemente dos cristais de leucita que são poligonais, os cristais de dissilicato são alongados (na forma de bastões) e formam uma rede de cristais entrelaçados que dificultam a propagação das trincas entre os planos, exigindo um alto número de deflexões e desvios para que a fratura ocorra (ALBAKRY, GUAZZATO e SWAIN, 2004; GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; DENRY e HOLLOWAY, 2010).

As coroas estratificadas podem ser extremamente estéticas, porém para que haja a maximização da estética é necessária a utilização da cerâmica feldspática como material de revestimento para a I.E. cerâmica. Essa porcelana de revestimento apresenta pobres propriedades, além de apresentar elevada sensibilidade técnica durante a aplicação com incorporações de erros e porosidade por parte dos técnicos em prótese (ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014), o que pode levar a concentrações de estresse e predisposição a falhas (KELLY, 1995; ABOUSHELIB, KLEVERLAAN e FEILZER, 2006; LOHBAUER *et al.*, 2010; ZHAO *et al.*, 2014). As coroas de dissilicato de lítio revestidas com porcelana normalmente tem o início da falha sob a região de contato oclusal, com a trinca propagando-se no interior da porcelana sem comprometer a interface entre o dissilicato de lítio e a porcelana (VALENTI e VALENTI, 2009; ZHAO *et al.*, 2012). Segundo DUNDAR *et al.* (2007) a fratura coesiva da porcelana de revestimento pode corresponder a 90% das falhas nesse sistema. Apesar da utilização da I.E., a resistência intrínseca da porcelana de revestimento é capaz de ditar a longevidade do sistema com um todo (ZHAO *et al.*, 2012).

Coroas estratificadas de dissilicato de lítio apresentam taxas de fratura de 1,9% a 2,5% para a região posterior e anterior, respectivamente, em 10 anos de acompanhamento (VALENTI e VALENTI, 2009). Apesar da taxa de falha na região posterior se mostrar inferior no referido estudo, a maior parte foi composta de falhas severas que indicavam a troca imediata da coroa, enquanto que, na região anterior somente pequenas fraturas da porcelana de revestimento foram relatadas (VALENTI e VALENTI, 2009). De modo geral a taxa de sobrevivência das coroas com I.E. de

dissilicato de lítio é de 95,5% (10 anos) (VALENTI e VALENTI, 2009). Todavia, quando traçado um paralelo com as coroas metalocerâmicas observam-se taxas de fratura de apenas 0,4%, sobrevivência de 95,6% (5 anos) (PJETURSSON, SAILER, *et al.*, 2007) e 94,4% em 8 anos (GEHRT *et al.*, 2013; REITEMEIER *et al.*, 2013). Apesar das taxas de sobrevivência entre as coroas de dissilicato de lítio e metalocerâmicas serem similares nos estudos de longevidade, a etiologia das falhas é distinta entre os dois sistemas. A grande presença de falhas mecânicas nas coroas ceramocerâmicas evidencia a deficiência em resistir aos esforços mastigatórios (PJETURSSON, SAILER, *et al.*, 2007; VALENTI e VALENTI, 2009).

A modificação da forma da I.E. nas coroas ceramocerâmicas (MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; MARCHACK *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013) com aplicação dos conceitos utilizados nas coroas metalocerâmicas (presença de cinta lingual e postes proximais) (WEINSTEIN *et al.*, 1962; MUMFORD, 1965; STRAUSSBERG, KATZ e KUWATA, 1966; MILLER, 1977; BECKER e KALDAHL, 1981; MCLEAN, 1983b; a) com o intuito de promover melhor suporte à porcelana de revestimento é uma das tentativas descritas na literatura com intuito de diminuir a possibilidade de fraturas.

O processo de sinterização e estratificação da camada de porcelana aplicada sobre as I.Es. é extremamente sensível a erros e incorporação de bolhas em razão da técnica de aplicação (GUESS *et al.*, 2010; LOHBAUER *et al.*, 2010; ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014). Ademais, ocorre a formação de uma interface com propriedades mecânicas extremamente complexas (LENZ, THIES e SCHWEIZERHOF, 2002; VIDOTTI, 2011). A construção de coroas monolíticas elimina tanto a aplicação da porcelana de revestimento quanto a complexa interface que une esses materiais distintos. Portanto, do ponto de vista mecânico, tem-se uma estrutura menos complexa, homogênea, pois é formada por um único material e com grande estabilidade e porosidade reduzida (GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a). Estudos de acompanhamento clínico mostraram taxas de sobrevivência entre 100% (2 anos) (REICH *et al.*, 2010), 98,5% (4 anos) (SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011) para coroas unitárias e 100% (7 anos) para onlays (GUESS, SELZ, *et al.*, 2013). Quando são observadas as PPFs pode-se observar sobrevivência entre 100% (5 anos) e 87,9% (10 anos) (KERN, SASSE e WOLFART, 2012), próximas das

descritas para as PPFs metalocerâmicas (aproximadamente, 89,1% em 10 anos) (SCURRIA, BADER e SHUGARS, 1998; TAN *et al.*, 2004; PJETURSSON, BRAGGER, *et al.*, 2007). Essas taxas elevadas podem ser atribuídas a maior resistência mecânica do dissilicato de lítio frente a porcelana de revestimento (GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; GUESS *et al.*, 2011; GUESS, SELZ, *et al.*, 2013).

Diversos fatores atuam na formação das falhas nas coroas cerâmicas. A oclusão e a fadiga são os elementos chaves que assistem a propagação lenta das falhas no ambiente clínico, fazendo com que níveis inofensivos de estresse localizados e intermitentes acelerem a degradação do material (WISKOTT, NICHOLLS e BELSER, 1995; KELLY, 1999; ZHANG, SAILER e LAWN, 2013). Fatores como presença de cúspides muito agudas e inclinadas também contribuem para o aparecimento das falhas, principalmente quando contatos laterais e defletivos estão presentes (KHERS *et al.*, 1990; ESQUIVEL-UPSHAW *et al.*, 2004). Boa parte das fraturas nas coroas cerâmicas são atribuídas a negligências na aplicação dos princípios oclusais (VALENTI e VALENTI, 2009; REITEMEIER *et al.*, 2013) e até mesmo a presença de bruxismo (KINSEL e LIN, 2009; REITEMEIER *et al.*, 2013). Segundo REITEMEIER *et al.* (2013) pacientes bruxomanos apresentam 3x mais risco de desenvolverem fraturas nas coroas cerâmicas.

Com base nos fundamentos da oclusão fisiológica é possível observar contatos oclusais em cúspides, fossas e cristas marginais (FRIEL, 1927; MYERS e ANDERSON, 1971; EHRLICH e TAICHER, 1981; KORIOH, 1990; HOOD, 1991; WISKOTT e BELSER, 1995; WATANABE-KANNO e ABRÃO, 2012; BENAZZI *et al.*, 2014). A crista marginal é local onde a coroa protética apresenta a maior quantidade de material cerâmico, em sua maioria sem suporte (LORENZONI *et al.*, 2010; FARDIN, 2013; FARDIN *et al.*, 2014; PAULA *et al.*, 2015). Comprovadamente, grande parte das fraturas clínicas observadas em coroas ceramocerâmicas, ocorrem nas áreas proximais (SCHERRER *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2008; LOHBAUER *et al.*, 2008; MARCHACK *et al.*, 2008; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; ETMAN e WOOLFORD, 2010; HARDER *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; MARCHACK *et al.*, 2011; SORRENTINO *et al.*, 2012; ZHANG *et al.*, 2012; KOENIG *et al.*, 2013; OILO *et al.*, 2014). A abordagem laboratorial na construção de I.Es. modificadas com a presença de postes proximais ou a construção de coroas

monolíticas com materiais cerâmicos mais resistentes são respostas ao grande número de falhas encontradas nas coroas cerâmicas.

A compreensão dos mecanismos de fratura envolvidos nas falhas de caráter mecânico nos sistemas cerâmicos tornou-se um tópico atual, pois visa prever o comportamento destes sistemas quando são clinicamente empregados. Assim, este complexo mecanismo envolvido na evolução das trincas que culmina na fratura da cerâmica têm sido avaliado tanto em espécimes com formas geométricas simplificadas (GUAZZATO, PROOS, *et al.*, 2004; SCHERRER *et al.*, 2006; BHOWMICK *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2007; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; QUINN, GIUSEPPETTI e HOFFMAN, 2014), quanto em coroas unitárias (SCHERRER e DE RIJK, 1993; DE JAGER, PALLAV e FEILZER, 2005; SCHERRER *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2008; SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; BONFANTE *et al.*, 2009; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; REKOW *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; ZHANG *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014; PAULA *et al.*, 2015), formando toda a base de compreensão que existe para os sistemas cerâmicos. De interesse especial, a maioria dos estudos aplica carga no centro da fossa oclusal (quando se avaliou coroas unitárias) (BONFANTE *et al.*, 2009; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; RUES *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; PAULA *et al.*, 2015), o qual segue o esquema oclusal conhecido como ponta de cúspide atuando na fossa. Contrariamente, pouco se conhece sobre o complexo comportamento biomecânico dos sistemas cerâmicos quando recebem carga na região de crista marginal (FARDIN, 2013).

Portanto, é pertinente o conhecimento do comportamento das estruturas de suporte (postes proximais e cinta lingual) nas coroas estratificadas de dissilicato de lítio bem como a utilização de coroas monolíticas com finalidade de tentar minimizar as falhas mecânicas clinicamente encontradas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Comportamento das infraestruturas e substrato monolítico

2.1.1 Infraestruturas Metálicas

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

Uma parcela das falhas nas restaurações metalocerâmicas está relacionada com o suporte inadequado da cerâmica de cobertura devido ao desenho inadequado da I.E.. Segundo a literatura as I.Es. metálicas devem apresentar: ângulos internos arredondados para evitar zonas de tensão sob a cerâmica de cobertura e os ângulos externos de junção entre os dois materiais em ângulo reto, com a finalidade de evitar transposição entre os materiais; espessura mínima de 0,3 a 0,5 mm (liga básica e de ouro, respectivamente) e rigidez suficiente para não deformar durante a mastigação; fornecer espessura uniforme à cerâmica de cobertura compensando as irregularidades do preparo dental e não apresentar áreas com espessura de porcelana maiores que 2 mm para evitar zonas de concentração de estresse com alto risco de fraturas coesivas. A presença do colar lingual metálico (cinta lingual) e o postes proximais auxiliam na rigidez estrutural e no suporte à cerâmica de cobertura, transformando forças de tração e cisalhamento incididas sobre a porcelana em forças compressivas. Esses requisitos são importantes na resistência final e longevidade do sistema (STRAUSSBERG, KATZ e KUWATA, 1966; HOBÓ e

SHILLINGBURG, 1973; MILLER, 1977; STEIN e KUWATA, 1977; MCLEAN, 1983b; SHOHER e WHITEMAN, 1983; BERGER, 1989; CRAMER VON CLAUSBRUCH e FAUST, 2003).

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

WARPEHA e GOODKIND (1976) realizaram um estudo no qual uma das variáveis era a avaliação do desenho da I.E. metalocerâmica na resistência final das coroas. Foram propostos 3 desenhos com ângulos internos agudos e arredondados analisados sob o teste de compressão axial na máquina universal de ensaios (velocidade 1,27 mm/min). O grupo com ângulos agudos obteve fraturas mais precoces do que os grupos com ângulos arredondados. Essa característica foi atribuída pelo aumento de concentrações de estresse ao redor do ângulo agudo, devido a menor área para dissipação quando comparada com os outros dois grupos.

NAYLOR (1992) destacou a importância da I.E. nas restaurações metalocerâmicas e associou que boa parte das falhas podem estar relacionadas com o descuido no seu desenho. Dentre as diversas funções, as I.Es. auxiliam na adaptação marginal, contorno adequado do perfil de emergência, suporte e fundação estrutural rígida à porcelana de revestimento, extremamente frágil às deformações e forças de tração. A espessura de 0,3 a 0,5 mm, dependendo do tipo de liga metálica utilizada, é capaz de fornecer resistência às forças flexivas e proporcionar espaço suficiente para a camada estética de porcelana.

Universalmente é preconizado que a camada de cerâmica seja uniforme, obedecendo as espessuras de 1 mm no terço cervical e 1,5 mm a 2 mm no terço oclusal para aliar translucidez, anatomia e resistência. Espessuras maiores que 2 mm aumentam o risco de fraturas coesivas. O enceramento da restauração em seus contornos finais facilita a obtenção do desenho ideal das I.Es., pois através da técnica da escavação é removida a quantidade necessária de cera para o revestimento com porcelana. Com o objetivo de maximizar o suporte cerâmico nos dentes posteriores é prudente confeccionar na estrutura metálica uma cinta lingual de 2 mm de altura estendendo-se para as proximais na forma de poste.

Coroas metalocerâmicas tornaram-se muito populares devido à aliança da estética das cerâmicas e a resistência dos metais. Entretanto a presença do colar metálico deixa, em muitas situações clínicas, a região cervical das coroas antiestética pela descoloração do tecido periodontal produzindo uma linha escura na região gengival. A demanda estética levou ao desenvolvimento das coroas metalocerâmicas com ombro cerâmico (ULUSOY e TOKSAVUL, 2002). ULUSOY e TOKSAVUL em 2002 conduziram um estudo para avaliar se a redução da extensão da I.E. estava relacionada com a perda da resistência. Foram realizadas 5 propostas de desenho de I.E. divididos em grupos de 5 espécimes na forma do incisivo central superior: grupo 1, coroas metalocerâmicas com colar metálico estendendo-se por toda a face vestibular; grupo 2, coroas com margem vestibular metálica terminando no ângulo axiogengival; grupo 3, coroas com margem vestibular metálica terminando 0,5 mm aquém do ângulo axiogengival; grupo 4, coroas com margem vestibular metálica terminando 1 mm aquém do ângulo axiogengival; e grupo 5, coroas com a margem vestibular metálica terminando a 1,5 mm aquém do ângulo axiogengival. As coroas foram cimentadas em troquéis metálicos e cicladas termicamente. Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão axial com carga incidindo na borda incisal paralela ao longo eixo do dente (1 mm/min) até a fratura. Observaram que quanto maior a redução da extensão da I.E., menor era a carga necessária para induzir a fratura. Entre os grupos 1 e 2 não houve diferença estatística, porém eles se diferenciaram estatisticamente dos outros grupos.

2.1.2 Infraestruturas Cerâmicas e Coroas Monolíticas

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

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

SUNDH e SJOGREN (2004), a longevidade das coroas protéticas não depende exclusivamente das propriedades mecânicas da I.E., mas do conjunto das propriedades mecânicas, forma e espessura tanto da I.E. quanto da porcelana de revestimento. Observaram melhoras na resistência final das coroas ceramocerâmicas de zircônia quando confeccionadas I.Es. que seguiam a anatomia dentária e uniformizavam a espessura da porcelana de revestimento.

A introdução dos sistemas CAD/CAM com estruturas de alumina e zircônia ajudaram na popularização das coroas ceramocerâmicas. Entretanto, o problema relacionado às fraturas coesivas da cerâmica de cobertura ainda persistem e existem poucos trabalhos científicos sobre o desenho ideal dessas I.Es., sendo construídas arbitrariamente com espessuras insuficientes para promover espaço e uniformidade adequada à porcelana de revestimento. Segundo MARCHACK *et al.* (2008) a I.E. deve ser desenhada com o objetivo de minimizar qualquer força danosa incidida sobre a porcelana de revestimento, extremamente frágil às forças de tração

e deformação. Com esse objetivo, além de apresentar alto módulo de elasticidade e espessura suficiente para prover rigidez estrutural sem comprometer a estética, as I.Es devem ser capazes de minimizar os estresses internos e prover suporte. Com isso, o referido autor indica a utilização de I.Es. cerâmicas com desenho semelhante aos empregados nas metalocerâmicas, presença de cinta lingual de aproximadamente 2 mm de altura estendendo-se até as proximais para maximizar o suporte da porcelana e minimizar a possibilidade de fratura proximal da cerâmica, como ilustrado clinicamente pelo autor.

Em um acompanhamento clínico de PPFs com I.Es. de zircônia realizado por TINSCHERT *et al.* (2008), observaram que as falhas mais comuns eram a fratura coesiva da porcelana, com índices de até 15% em apenas 3 anos. Segundo os autores, esse problema possivelmente era oriundo da falta de suporte à porcelana de revestimento, sendo necessário a construção de I.Es. com desenho anatômico que impedisse grandes volumes de porcelana e proporcionasse a incorporação de estruturas de suporte.

BONFANTE *et al.* (2009) avaliaram através do teste de resistência à fratura por compressão axial a influência do desenho da I.E. nas coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de alumina infiltrada por vidro (In-Ceram[®] - VITA). Foram propostos dois tipos de desenhos de I.E., um padrão com espessura uniforme de 0,5 mm e outro com a presença da cinta lingual de 2 mm de altura e postes proximais de 3,5 mm de altura, ambos com 1 mm de espessura. Foram confeccionadas 40 coroas na forma de um pré-molar superior, sendo divididas igualmente em 4 grupos: coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas com e sem modificação de I.E.. As peças foram cimentadas em troqueis metálicos para o teste de compressão axial com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura dos mesmos. Utilizaram como endentador uma esfera de tungstênio de 6,25 mm de diâmetro na fossa central das coroas e observaram que a modificação do desenho da I.E. melhorou a resistência tanto das coroas metalocerâmicas quanto das ceramocerâmicas, sendo que o grupo das metalocerâmicas comportou-se estatisticamente melhor, independente da modificação do desenho. As coroas metalocerâmicas exibiram fraturas envolvendo a interface metal/porcelana e as ceramocerâmicas apresentaram falhas envolvendo tanto a I.E. quanto a porcelana de revestimento. A modificação da I.E. proporcionou a diminuição da extensão dos danos. Os autores concluíram que a presença da

cinta lingual e poste proximal, como estruturas de suporte, se mostraram úteis no aumento da resistência.

A zircônia é uma cerâmica policristalina e para atingir os requisitos estéticos é necessário o recobrimento com cerâmica vítrea de baixa resistência. Essa porcelana de revestimento ficará exposta a todos os ciclos mastigatórios e térmicos inerentes do ambiente bucal, podendo levar ao aparecimento de trincas e fraturas ao longo do tempo. Assim como nas coroas metalocerâmicas, a alteração do desenho da I.E. com o objetivo de fornecer suporte e uniformidade de espessura à cerâmica de cobertura parece melhorar a resistência dessas restaurações. Essas observações levaram ROSENTRITT *et al.* (2009) a pesquisarem se a modificação do desenho empregado nas I.Es. de zircônia teria algum efeito na resistência final da restauração. Examinaram quatro tipos diferentes de desenho de I.E. sendo divididos em: I.E. com desenho simples (espessura uniforme de 0,5 mm); I.E. modificada com suporte oclusal mínimo (espessura variando de 0,6-0,8 mm); I.E. com suporte oclusal otimizado (espessura variando de 0,7-1,3 mm); e I.E. com cúspides desenhadas (espessura variando de 0,7-1,3 mm). A espessura final das coroas era de 2,5 mm, portanto a espessura da porcelana variava de 1,2 a 2,0 mm dependendo do desenho da I.E.. As coroas ceramocerâmicas na forma anatômica de um molar superior foram submetidas a ciclagem térmica (6000 ciclos a 5-55 °C; 2 min/ciclo) e dinâmica ($1,2 \times 10^6$ ciclos com carga de 50 N) antagonizando com uma coroa metalocerâmica na forma de molar. Ao final dos testes observaram fraturas coesivas na porcelana de revestimento em todos os espécimes, porém, em diferentes escalas dependendo do desenho empregado. O pior cenário foi observado na I.E. com desenho simplificado. A modificação do desenho da I.E. criando suporte anatômico para as cúspides não foi capaz de impedir a fratura coesiva, mas proporcionou suporte, uniformizou a camada de cerâmica e reduziu significativamente o número e a extensão das falhas.

LORENZONI *et al.* (2010) avaliaram a resistência à fadiga através da ciclagem dinâmica em relação à modificação do desenho da I.E. de coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de alumina infiltrada por vidro e zircônia (Y-TZP). Um primeiro molar inferior de manequim odontológico foi preparado para coroa total e replicado em resina composta de módulo de elasticidade similar ao da dentina. Para cada grupo de coroas propuseram dois desenhos de I.E., um desenho

padrão cuja I.E. apresentava espessura uniforme de 0,5 mm e um desenho modificado com a presença de estruturas de suporte (cinta lingual de 2 mm de altura e postes proximais de 3,5 mm de altura, ambos com 1 mm de espessura e o restante com espessura uniforme de 0,5 mm). Com o objetivo de padronizar a aplicação da porcelana de revestimento em 1 mm nas paredes axiais e 1,5 mm na superfície oclusal utilizaram uma matriz guia de silicone. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso em suas respectivas réplicas de resina composta e realizado o teste de resistência à fadiga em água (37 °C) com carga variando de 30-300 N até 10^6 ciclos, sendo utilizado um endentador metálico esférico (raio de 3,18 mm). Os resultados mostraram altos níveis de resistência à fadiga nas coroas metalocerâmicas, não havendo diferença estatística entre os desenhos propostos. As restaurações de alumina e Y-TZP, independente do desenho proposto, apresentaram resistências semelhantes, entretanto as coroas de Y-TZP com modificação da I.E. mostraram resistência estatisticamente similar ao grupo metalocerâmico com e sem modificação. Independentemente dos resultados estatísticos a análise das falhas mostrou que as coroas de alumina foram as únicas que apresentaram fraturas catastróficas (envolvendo I.E. e a porcelana de revestimento). Apesar das excelentes propriedades mecânicas das I.Es. de Y-TZP, elas não foram capazes de impedir os danos internos e as fraturas na porcelana. Entretanto, as coroas de Y-TZP com desenho modificado apresentaram fraturas coesivas na porcelana de revestimento menos extensas quando comparadas com as Y-TZP de desenho padrão, o que se traduz na possibilidade de reparo coronário ao invés da sua completa substituição. Nas coroas metalocerâmicas houve ausência de fraturas coesivas da porcelana de revestimento, porém as trincas internas atingiam a I.E. e provavelmente a continuação da ciclagem poderia induzir a fratura da mesma.

A complexa geometria das coroas dos dentes posteriores representa um desafio na compreensão das concentrações de estresse e evolução de danos tanto nas coroas metalocerâmicas quanto nas ceramocerâmicas. Além disso as I.Es. cerâmicas são arbitrariamente construídas respeitando apenas as espessuras mínimas de cada fabricante, ignorando todas as características anatômicas da superfície dental. Com esse intuito BONFANTE, SAILER, *et al.* (2010) avaliaram a confiabilidade de coroas ceramocerâmicas através do ensaio de fadiga acelerada

com deslizamento lateral. Foram confeccionadas coroas ceramocerâmicas de zircônia com I.E. de espessura uniforme de 0,5 mm. As coroas foram revestidas com porcelana e esculpidas anatomicamente na forma do 1º molar inferior, sendo que a espessura oclusal da porcelana de revestimento nas cúspides linguais era de 2,1 mm e na cúspide vestibular 1 mm. As coroas foram cimentadas em troqueis de resina composta com cimento resinoso auto adesivo e submetidas ao ensaio de fadiga acelerada com movimento do endentador (6,25 mm de diâmetro) deslizando 0,7 mm lingualmente ou vestibularmente nas vertentes triturantes das cúspides mesio lingual e disto vestibular, respectivamente, com início a 0,5 mm da fossa central em direção a cúspide de teste. A carga máxima aplicada foi de 600 N e o número máximo de ciclos foi de 130 mil. Observaram que a 50 mil ciclos e carga de 200 N havia sobrevivência de 64% nas cúspides disto vestibulares e 54% nas cúspides mesio linguais. Apesar dessa discrepância não foi observada diferença estatística, entretanto a análise das fraturas indicaram que nas cúspides mesio linguais as fraturas eram visivelmente maiores com envolvimento de toda a cúspide e extensão proximal e cervical. As fraturas das cúspides disto vestibulares eram restritas a área de contato e menos profundas. Portanto, segundo os autores, o suporte da porcelana de revestimento pela I.E. pode melhorar o comportamento à fadiga ou diminuir o tamanho das fraturas.

A atual reformulação das cerâmicas à base de dissilicato de lítio permitiu a construção das próteses tanto pela técnica prensada quanto pela CAD/CAM. Ademais, melhoras nas propriedades físicas, translucidez favorável e diversificação de cores permitiram sua utilização tanto em I.Es. para posterior cobertura com porcelana de revestimento quanto em reconstruções totais (monolíticas) com presença de caracterização extrínseca. GUESS *et al.* (2010) avaliaram o modo de falha e a confiabilidade das coroas monolíticas de dissilicato de lítio e coroas ceramocerâmicas de zircônia na forma anatômica de um primeiro molar inferior. As coroas ceramocerâmicas apresentavam I.E. de zircônia com 0,5 mm de espessura e as dimensões finais para as coroas de ambos os sistemas foram de 1,5 mm nas paredes axiais e 2 mm na oclusal. As coroas foram cimentadas em substrato de resina composta com módulo de elasticidade similar ao da dentina e submetidas ao ensaios de fadiga acelerada com deslizamento lateral 3 níveis intensidade (leve, moderado e severo). O teste mecânico era procedido com endentador metálico (raio

= 3,18 mm) em contato deslizante com início a 0,5 mm da ponta da cúspide disto vestibular até a 0,7 mm abaixo no sentido lingual simulando o movimento mastigatório. Observaram que as coroas de dissilicato de lítio somente apresentaram fraturas com níveis de cargas muito acima das coroas de zircônia, superando os índices fisiológicos de carga. Em relação ao modo de falha, as coroas de dissilicato de lítio apresentaram fraturas catastróficas e as de zircônia apresentaram fraturas da porcelana de revestimento sem exposição da I.E.. Entretanto no nível de carga em que as coroas de zircônia falharam as coroas de dissilicato de lítio apresentaram apenas pequenos danos superficiais considerados insignificantes do ponto de vista clínico. Os autores comentaram que as coroas ceramocerâmicas apresentam menor resistência devido a sensibilidade técnica da aplicação da porcelana de revestimento e propriedades mecânicas inferiores (resistência flexural = 90 MPa) em relação a I.E. de zircônia (900 MPa) e o dissilicato de lítio (360 MPa). O elevado desempenho das coroas monolíticas pode ser explicado pela espessura oclusal superior de cerâmica, utilização de blocos CAD/CAM de manufatura industrial que permite maior homogeneidade com presença mínimas de defeitos intrínsecos e porosidades.

SILVA, BONFANTE, *et al.* (2011) avaliaram a resposta frente a fadiga de coroas ceramocerâmicas de Y-TZP de molares inferiores com e sem modificação de desenho da I.E. Os desenhos de I.E. propostos foram: desenho padrão, I.E. de Y-TZP com espessura uniforme de 0,5 mm; desenho modificado, espessura uniforme de 0,5 mm acrescido de 1 mm de espessura nas áreas proximais e uma margem cervical de 2,5 mm de altura na lingual a qual se estendia para as proximais.. As coroas foram cimentadas em troquéis de resina composta por apresentarem módulo de elasticidade similar ao da dentina. Realizaram o ensaio de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água sob 3 diferentes perfis (leve, moderado e severo). A carga variava de 50 a 800 N e o número de ciclos em 190 mil, 180 mil e 150 mil para os perfis leve, moderado e severo, respectivamente. A maior diferença entre os perfis estava na taxa de aumento de carga até chegar ao carregamento máximo, na qual o perfil leve necessitava de mais tempo de ciclagem para atingir a carga máxima de 800 N. O endentador metálico utilizado apresentava diâmetro de 6,25 mm e deslizava sobre a superfície oclusal imitando o movimento mastigatório. A análise estatística de Weibull mostrou que a fadiga foi o principal catalizador dos

danos em ambos os grupos e que a confiabilidade da modificação do desenho se mostrou estatisticamente superior quando comparada com o desenho padrão. A magnitude das fraturas do grupo padrão envolvia fraturas coesivas da cerâmica de cobertura em grandes porções das cúspides, estendendo-se até as regiões proximais e cervicais; a modificação da I.E. não foi capaz de impedir as fraturas, mas estas, quando ocorriam, apresentavam-se menos volumosas.

SILVA, THOMPSON, *et al.* (2011) avaliaram a performance tanto *in vitro* quanto *in vivo* de coroas monolíticas de dissilicato de lítio, ceramocerâmicas de zircônia e metalocerâmicas. Na análise *in vitro*, os autores utilizaram o ensaio mecânico de fadiga acelerada em água com simulação dos movimentos mastigatórios em coroas monolíticas de dissilicato de lítio (2mm de espessura oclusal sendo a superfície vestibular coberta com uma fina camada de porcelana de revestimento), ceramocerâmicas com I.E. de zircônia (I.E. 1 mm de espessura e 1 mm de porcelana de revestimento na oclusal) e metalocerâmicas (I.E. de 0,5 mm e 1,5 mm de porcelana de revestimento na oclusal). Os resultados do teste *in vitro* com base na análise de Weibull mostraram diferenças entre os grupos (dissilicato de lítio > metalocerâmica > zircônia). Em relação ao modo de falha, observaram nas coroas metalocerâmicas e zircônia fraturas da porcelana de revestimento com e sem exposição da I.E., respectivamente. As coroas monolíticas apresentaram trincas internas e somente ocorria a fratura catastrófica em cargas mais elevadas do que nos outros sistemas. As análises *in vivo* das 574 restaurações ceramocerâmicas de zircônia, acompanhadas entre 4 e 7 anos mostraram que 2,8% (todas coroas unitárias de molares) sofreram fraturas irreparáveis e 6,1% (todas coroas unitárias de molares e pré-molares) apresentaram fraturas de pouca extensão passíveis de reparo com polimento. Em relação às coroas monolíticas de dissilicato de lítio, foram avaliadas 236 restaurações (inlays, onlay e coroas anteriores e posteriores) em função por 3 a 4 anos. Neste período apenas 2,5% necessitaram de polimento devido a fraturas de pouca extensão e 9% (todas coroas de molares) descimentaram e foram cimentadas novamente. Concluíram que as coroas monolíticas apresentam alta durabilidade tanto *in vitro* quanto *in vivo*.

Comparado com os sistemas cerâmicos existentes a zircônia parcialmente estabilizada por ítrio exibe propriedades mecânicas superiores, contudo restaurações ceramocerâmicas de zircônia apresentam a fratura da porcelana de

revestimento como a falha mais frequente. Considerando que a porcelana de revestimento possa ser o elo fraco das restaurações ceramocerâmicas SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.* (2012) avaliaram por meio da fadiga acelerada com base na simulação do movimento mastigatório a performance de coroas ceramocerâmicas de zircônia (Y-TZP), monolíticas de dissilicato de lítio e metalocerâmicas. As coroas Y-TZP apresentavam desenho de I.E. convencional (espessura uniforme de 0,5 mm) e modificado (acréscimo de margem lingual de 2,5 mm de altura e 1 mm de espessura estendendo-se até as proximais), sendo revestidas com porcelana (espessura oclusal de aproximadamente 1,5 mm). As coroas monolíticas apresentavam dois tipos de desenho, o primeiro (MON1) era uma cobertura completa de dissilicato de lítio com 1 mm de espessura oclusal, o segundo (MON2) apresentava uma espessura oclusal de 2 mm de dissilicato de lítio e uma fina camada vestibular de porcelana de revestimento. As metalocerâmicas apresentavam I.E. convencional de 0,5 mm e cobertura de 1,5 mm de porcelana. As coroas foram cimentadas com cimento auto-adesivo em troqueis de resina composta padronizados envelhecidos em água deionizada por 30 dias. Para a determinação dos perfis de fadiga 3 espécimes de cada grupo foram submetidos ao teste de compressão axial (1 mm/min com endentador de raio 3,18 mm) até a fratura. Os testes de fadiga acelerada foram realizados com endentador de mesmo tamanho e contato deslizante iniciando a 0,5 mm lingualmente à ponta de cúspide disto vestibular em direção a fossa central até a fratura ou termino dos ciclos. A análise de Weibull identificou que as coroas ceramocerâmicas convencionais de Y-TZP apresentaram o pior comportamento frente as cargas aplicadas, seguidos em ordem crescente pelas coroas de Y-TZP modificadas, metalocerâmica, MON1 e MON2, sendo que a MON1 apresentou comportamento estatístico similar a metalocerâmica e a MON2. O tipo de falha mais comum nas coroas monolíticas foi a fratura catastrófica com origem das trincas sob o ponto de contato com o endentador concomitante com a presença de trincas com origem na linha de cimento em direção oclusal. As falhas nas coroas monolíticas e metalocerâmicas estão mais associadas a carga do que ao número de ciclos (acúmulo de danos / fadiga), diferente do que ocorre nos sistemas ceramocerâmico de Y-TZP onde o acúmulo de danos ao longo do tempo é um fator preponderante para a formação da falha. O desempenho das coroas à base de dissilicato de lítio pode ser devido a sua composição microestrutural, na qual os cristais alongados de dissilicato de lítio dificultam a

propagação das trincas, sendo a matriz vítrea que os embebe o único meio de propagação das trincas.

SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.* (2012) analisaram a distribuição de estresse em coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de zircônia (Y-TZP) com e sem modificação do desenho da I.E. através da análise de elemento finito. Adicionalmente, o ensaio mecânico de fadiga acelerada com contato deslizante também foi utilizado como teste adicional. Foi criado digitalmente uma coroa com I.E. uniforme de 0,5 mm para o desenho convencional e outra com de 0,5 mm de espessura com acréscimo de uma cinta lingual de 1 mm de espessura e 2,5 mm de altura, estendendo-se até as proximais para o desenho modificado. O revestimento de porcelana (1 mm axial e 1,5 mm oclusal) e linha de cimento de 100 µm foram consideradas na análise de distribuição de estresse. As coroas foram carregadas virtualmente na superfície oclusal tanto na cúspide mesiolingual quanto na distovestibular. No carregamento mesiolingual foram utilizados 110 N de carga vertical acrescidos de 200 N de carga horizontal configurando um movimento deslizante em direção a fossa central simulando o movimento mastigatório com diâmetro de movimento de 1 mm sobre a vertente oclusal da cúspide. Na cúspide distovestibular foi aplicado o mesmo teste de forma análoga. Para o ensaio mecânico de fadiga foram confeccionadas coroas metalocerâmicas (n=42) e ceramocerâmicas de Y-TZP com (n=21) e sem (n=42) modificação do desenho da I.E.. Cada grupo, com exceção do Y-TZP com modificação que recebeu apenas carga na cúspide mesiolingual, foi sub-dividido em carga na cúspide mesiolingual e distovestibular. O ensaio de fadiga acelerada foi conduzido sob os perfis leve, moderado e severo com a distribuição das coroas sob a razão 3:2:1. Independente do tipo de material empregado e do desenho de I.E. foram identificados altos níveis de estresse diretamente abaixo do local de aplicação de carga tanto na porcelana de revestimento quanto na I.E., além disso também foram observados níveis elevados de estresse na I.E. em contato com o cimento. As maiores concentrações de estresse observados foram nas coroas ceramocerâmicas modificadas seguidas pelas convencionais e metalocerâmicas. A análise de Weibull identificou que a fadiga tem pouca influencia nas falhas das coroas metalocerâmicas, diferente do que ocorre nas coroas de Y-TZP, onde a taxa de falha aumenta significativamente ao longo do tempo devido ao acúmulo de danos. Dentre os sistemas as coroas

metalo-cerâmicas com carga na cúspide distovestibular apresentaram o melhor desempenho, contudo quando a carga era incidida na cúspide mesiolingual não houve diferença quando comparada com as coroas de Y-TZP modificada. Baixa confiabilidade foi observada para o sistema ceramocerâmico sem modificação. A fratura coesiva da porcelana de revestimento foi o tipo de falha mais comum, sendo as fraturas das coroas de Y-TZP sem modificação muito extensas com envolvimento das faces proximais e lingual. A análise de elemento finito mostrou altos níveis de estresse nas coroas modificadas, entretanto o desempenho mecânico favorável em relação as coroas convencionais pode ser explicado, segundo os autores, pelo efeito de distribuição de falhas, uma vez que volumes mais baixos de porcelana estavam presentes na I.E. modificada em relação as convencionais e fatores como defeitos preexistentes e estresses residuais não foram considerados na análise de elemento finito.

WEI *et al.* (2013) avaliaram a influencia da aplicação de porcelana no comportamento das falhas e na confiabilidade nas coroas cerâmicas de dissilicato de lítio. Para tal, foram fabricadas 26 coroas de dissilicato de lítio na forma anatômica de um primeiro molar superior com (n=13) e sem (n=13) porcelana de revestimento cimentados em troques de resina. O ensaio mecânico de fadiga simulando o movimento mastigatório foi realizado com endentador de esteatito (6 mm de diâmetro) e contato deslizante da fossa central até a vertente oclusal da cúspide distovestibular com carga de 100 N, 1,2 milhões de ciclos e 2 Hz de frequência. Os espécimes sobreviventes foram submetidos ao teste de compressão axial com velocidade de 0,5 mm/min e endentador semelhante. O grupo das coroas monolíticas apresentaram maior resistência compressiva quando comparados as estratificadas. Observaram que a maioria das fraturas iniciaram na crista oblíqua em ambos os grupos, mas nas coroas estratificadas algumas falhas tiveram origem na interface I.E./porcelana. Concluíram que a aplicação de porcelana de revestimento apresenta influencia na fadiga, mas não na resistência estrutural. O acúmulo de danos somados com as tensões na superfície da porcelana e os defeitos pré-existentes na interface I.E./porcelana potencializaram as falhas. Os autores consideraram que as propriedades mecânicas das porcelanas de revestimento necessitam ser melhoradas e os processos de aplicação padronizados com a finalidade de diminuir as taxas de falhas das coroas estratificadas.

A atual recomendação para a espessura das porcelanas na região posterior é de 1,5 a 2 mm. Contudo, com a evolução das cerâmicas semi-cristalinas e cristalinas, restaurações cada vez mais finas podem ser confeccionadas sem grandes prejuízos à resistência, dentre elas as cerâmicas à base de dissilicato de lítio apresentam destaque devido as propriedades mecânicas, estéticas, capacidade adesiva à estrutura dentária e padrões de desgaste similares ao esmalte dentário. MA, GUESS e ZHANG (2013) compararam a capacidade de carga de estruturas monolíticas de dissilicato de lítio e zircônia de diversas espessuras utilizando a análise de elemento finito. A análise de elemento finito utilizou modelos multicamadas (cerâmica / cimento / esmalte / dentina e cerâmica / cimento / dentina) carregadas por um endentador esférico rígido ($r= 3,2$ mm; $[E]=95$ GPa) no topo da cerâmica. A espessura da restauração variava de 0,2 a 2 mm. A profundidade da endentação aumentava gradualmente até o estresse de tração máximo das estruturas monolíticas. Os resultados mostraram alta concentração de estresse compressivo no local de aplicação de carga e o estresse de tração máximo foi encontrado na linha de cimentação imediatamente abaixo do local de aplicação de carga. Quando foram avaliadas a resistência à fratura notaram que a ela era diretamente proporcional a espessura, independente do material e substrato cimentado (esmalte ou dentina). Contudo, para espessuras cerâmicas menores que 1,6 mm a carga de fratura foi significativamente maior para as restaurações suportadas por esmalte do que por dentina. Porém, esse efeito de reforço diminui à medida que a espessura de cerâmica ultrapassava 1,6 mm, devido à redução simultânea do esmalte. A carga para fratura se igualava quando a espessura da cerâmica atingia 1,8 mm, ponto onde o esmalte era completamente removido. No que tange ao tipo de material cerâmico cimentado sobre a dentina a carga para fratura foi 1,8x maior para a zircônia em relação ao dissilicato de lítio, mas quando o suporte é o esmalte a carga para fratura da zircônia foi apenas 1,3x maior, isto é verdade para restaurações de 0,6 a 1,4 mm, sugerindo que o dissilicato de lítio apresenta melhor comportamento em situações mais conservadoras. Portanto a resistência flexural do dissilicato de lítio torna-se menos sensível a espessura quando é cimentado sobre esmalte, o mesmo não pode ser afirmado para a dentina.

Falhas nas restaurações ceramocerâmicas geralmente são fomentadas pelas microtrincas oriundas da fadiga, desgastes e contatos ocluais. Além disso, fatores

como a técnica aplicação da porcelana de revestimento e o desenho da I.E. podem proporcionar camadas desuniformes, espessas e sem suporte para a porcelana, contribuindo para o comprometimento do desempenho clínico. GUESS, BONFANTE, *et al.* (2013) avaliaram a confiabilidade e o modo de falhas de coroas ceramocerâmicas de zircônia com I.E. convencional e anatômica revestidas com porcelana pela técnica de aplicação manual e injetada. Confeccionaram dois tipo diferentes de I.E. de zircônia (VITA In-Ceram YZ), o primeiro apresentava espessura uniforme de 0,5 mm e o segundo apresentava contorno anatômico com aumento da espessura individualizado para promover o revestimento uniforme de porcelana com 1 mm de espessura. O revestimento foi realizado tanto pela técnica de injeção (VITA PM9) quanto pela aplicação manual (VITA VM9). Os testes de fadiga acelerada em água foram realizados com endentador de mesmo tamanho com movimento deslizante na vertente oclusal da cúspide mesiolingual até a fratura ou termino dos ciclos. O teste de resistência à fratura prévio realizado para definir os parâmetros da fadiga acelerada mostrou cargas de 1100 N para as coroas de I.E. convencional injetada, 1317 N I.E. convencional aplicação manual, 1500 N I.E. anatômica injetada e 1103 N I.E. anatômica e aplicação manual. A análise de Weibull do ensaio de fadiga indicou que a construção da I.E. anatômica melhorou a confiabilidade. Na comparação entre os grupos observou-se que a I.E. anatômica injetada comportou-se melhor que o grupo com I.E. convencional. O grupo com I.E. anatômica e aplicação manual foi igual ao com I.E. convencional, no entanto o grupo com I.E. convencional e porcelana injetada obteve os piores resultados. Em relação ao modo de falha, todas encontradas foram do tipo coesiva na porcelana de revestimento sem exposição da I.E.. Todavia, a presença da I.E. anatômica restringiu a extensão das fraturas independente do tipo de aplicação, isto deve-se ao fato do melhor suporte oferecido. A utilização de I.Es. anatômicas parece ser uma ferramenta promissora para otimizar o desempenho a longo prazo para as coroas ceramocerâmicas de zircônia. A utilização de porcelanas de revestimento injetadas apresentam as vantagens da aplicação ser realizada com uma única camada em ambiente controlado sob vácuo e pressão, diferente da aplicação manual que requer diversas etapas de sinterização o que pode produzir complexos campos de estresses residuais e maior possibilidade de incorporação de falhas durante o processo. Apesar dessas disparidades os autores não encontraram consistência nos resultados quando foram comparados os dois tipo de aplicação.

ANUSAVICE, JADAAN e ESQUIVEL-UPSHAW (2013) avaliaram o efeito da orientação da carga e a relação I.E./porcelana na probabilidade de fratura de coroas estratificadas de dissilicato de lítio por meio da análise de elemento finito e ensaio de fadiga. Barras monolíticas (28 x 4 x 1,8 mm) de dissilicato de lítio e porcelana foram preparadas para o teste de resistência flexural de quatro pontos e para o ensaio de fadiga sob 4 intensidades de estresse (0,05 MPa/s, 0,1 MPa/s, 1,0 MPa/s e 10 MPa/s) em água e um (10 MPa/s) em óleo de silicone. Esses testes foram utilizados para obter os parâmetros para a análise de Weibull, resistência característica e parâmetros de escala e de dispersão estatística em força (módulo de Weibull) para a cerâmica. Esses parâmetros foram utilizados para calcular a confiabilidade (probabilidade de fratura em função do tempo) das coroas estratificadas. Para a análise de elemento finito foram desenhadas coroas com relação I.E./porcelana de 0,33 (0,4 mm/1,2 mm), 0,6 (0,6 mm/1,0 mm), e 1,0 (0,8 mm/0,8 mm). Uma carga de 500 N foi aplicada na fossa central das coroas sobre área de 2 mm² com angulação em relação ao eixo horizontal de 35°, 70° e 90°. A probabilidade de fratura foi calculada pelo software CARES/Life (NASA Glenn Research Center, Cleveland, OH), para tal, parâmetros apropriados de Weibull e crescimento lento das trincas foram aplicados aos modelos cerâmicos de elemento finito. Observaram que a maior concentração de estresse ocorreu na I.E. diretamente abaixo do sítio de carregamento na linha de cimentação. Notaram um pequeno nível de estresse (5 MPa) na porcelana de revestimento imediatamente abaixo do sítio de contato na região da fossa central. A probabilidade de fratura aumentava ao longo do tempo e estava diretamente relacionada com a quantidade de porcelana de revestimento aplicada. A probabilidade de fratura em 10 anos para coroas com 0,4 mm de I.E. aumentou de 7% para 12,1% quando a direção da força mudava de 90° para 70°. Contudo, I.Es. de 0,6 e 0,8 mm a probabilidade de fratura diminuía para 2,6% e 1,4%, respectivamente, quando a angulação da carga mudava para 70°. Segundo os autores, a maior probabilidade de fratura em coroas com I.E. de 0,4 mm com orientação de carga de 70° é um fator que suporta a contra-indicação em pacientes com hábitos parafuncionais. Para as coroas monolíticas a probabilidade de fratura foi de aproximadamente 0% independente da orientação da carga. Dentre as limitações do estudo os autores concluíram que a diminuição da espessura da I.E. de 0,8 para 0,4 mm dobrou a probabilidade para fratura em um, cinco e dez anos quando a força era incidida verticalmente. A mudança na orientação da carga de 90°

para 70° aumentou a probabilidade de fratura em 10 anos para 79,4% em coroas de 0,4 mm de I.E.. Para os modelos com 0,6 e 0,8 mm o estresse calculado na I.E. foi menor quando a força era com orientação de 70° comparada com cargas a 90°.

SEYDLER *et al.* (2014) avaliaram a carga necessária para fratura de coroas monolíticas de dissilicato de lítio com 0,5, 1,0 e 1,5 mm de espessura. Quarenta e oito terceiros molares humanos foram preparados para coroa total com redução de 0,5, 1,0 e 1,5 mm. Cada dente foi escaneado e as coroas virtuais com espessura definida foram construídas e usinadas a partir de blocos IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent). As coroas foram cimentadas em seus respectivos preparos com o cimento resinoso auto-condicionante. Em cada grupo metade dos espécimes foi submetido ao teste de resistência à fratura por compressão axial (0,5 mm/min) com carga angulada (30°) sobre a vertente oclusal da cúspide vestibular. A outra metade foi submetida a ciclagem térmica (6,5 e 60°C por 100 mil ciclos de 45s cada) e mecânica (1,2 milhões de ciclos a 1,6Hz e magnitude de força de 108 N em água). Os espécimes sobreviventes foram fraturados no teste de resistência à fratura conforme descrito. O teste imediato de resistência a fratura indicou que os espécimes com espessura de 0,5 mm apresentaram a menor carga (470 N), espécimes com 1,0 e 1,5 mm somente apresentaram fraturas com cargas em 801 e 1107 N, respectivamente. Nenhum espécime sofreu fratura durante a ciclagem mecânica, no entanto, 2 coroas com espessura de 0,5 mm desenvolveram trincas durante a ciclagem mecânica. Os valores de resistência a fratura após as ciclagem foram de 369 N, 889 N e 980 N para as espessuras de 0,5, 1,0 e 1,5 mm, respectivamente. Em relação ao modo de falha em todas houve exposição do dente preparado com permanência do cimento aderido tanto no substrato dental quanto na cerâmica em 90% dos casos, nos 10% restantes, a maior parte do cimento estava no dente. Observaram que a redução para 0,5 mm degrada significativamente a resistência e favorece o aparecimento de falhas.

Há pouca informação na literatura sobre o comportamento da aplicação da porcelana e da fadiga em coroas estratificadas de dissilicato de lítio. Adicionalmente, testes comparando a diferença de comportamento entre as coroas estratificadas e monolíticas são pertinentes. ZHAO *et al.* (2014) analisaram coroas cerâmicas à base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) para verificar se a ciclagem dinâmica afetaria seu comportamento frente as fraturas. Confeccionaram coroas monolíticas (n=32) de

dissilicato de lítio com 2 mm de espessura oclusal e coroas estratificadas (n=32) com I.E. de 1,3 mm de espessura e 0,7 mm de porcelana de revestimento na superfície oclusal. Cada grupo foi subdividido em mais 2 grupos e submetidos ao teste de resistência à fratura e ao ensaio de fadiga (2 Hz, 98 N e 1,2 milhões de ciclos com endentador de esteatito de 6 mm de diâmetro). O ensaio de fadiga foi realizado com contado deslizando da fossa central em direção a vertente triturante da cúspide disto vestibular com deslocamento de 0,5 e 0,6 mm na horizontal e vertical, respectivamente. Simultaneamente era realizada ciclagem térmica (5 a 55°C) em água destilada. Para determinar a resistência à fratura todos os espécimes sobreviventes à ciclagem dinâmica e os pertencentes a esse grupo foram carregados com um endentador de 6 mm de diâmetro à velocidade de 0,5 mm/min na máquina de ensaios universal. Os resultados revelaram que nenhum espécime apresentou falha na forma de trincas ou fraturas durante o ensaio de fadiga. A média de resistência à fratura entre os grupos foi de 2.686,08 N e 2.133,08 N para as coroas monolíticas e 1.442,77 N e 1.464,23 N para as coroas estratificadas antes e após a ciclagem dinâmica, respectivamente. A aplicação da porcelana influenciou significativamente na resistência à fratura, a ciclagem dinâmica teve influência apenas nas coroas monolíticas. Concluíram que apesar das limitações do trabalho as coroas monolíticas apresentaram desempenho superior quando comparado às estratificadas.

DHIMA *et al.* (2014) avaliaram coroas monolíticas de dissilicato de lítio com objetivo de observar se a espessura da coroa modificaria o modo de falha quando submetidas à ciclagem dinâmica. Coroas cerâmicas (IPS e.max CAD, Ivovlar Vivadent) no forma de 1º molar inferior direito foram divididas em 4 grupos (n=10 / grupo) de acordo com a espessura oclusal (2,0 mm; 1,5 mm ; 1,0 mm; 0,5 mm). As coroas foram cimentadas em troqueis de resina composta, armazenadas por 126 dias e submetidas ao ensaio de fadiga com deslizamento lateral com amplitude de 0,5 mm e carga máxima de 390 N até a fratura dos espécimes. Encontraram diferença significativa entre o número de ciclagens necessárias para provocar a falha em todos os grupos, sendo a espessura diretamente proporcional à sobrevivência. O número médio de ciclos para causar falhas nas coroas de 2 mm foi 17 vezes maior do que para as coroas de 1 mm. As coroas com 0,5 mm tiveram que ser excluídas dos resultados pois todas apresentaram falhas com 1 ciclo. A análise

das falhas mostrou a presença de desgaste e trincas no área de contato das coroas de 2 mm; nas coroas de 1,5 mm e 1 mm foram observadas fraturas catastróficas e trincas originando-se do local de endentação. As coroas com 0,5 mm apresentaram fraturas catastróficas com fragmentação em pequenos pedaços. Concluíram que a espessura apresenta um importante papel na resistência e possivelmente na performance clínica, e o emprego de espessuras com o mínimo de 1,5 mm seria prudente para coroas de molares.

CARVALHO *et al.* (2014) avaliaram o resistência à fadiga e o desgaste do antagonista de coroas CAD/CAM confeccionadas de resina nanocerâmica (Lava Ultimate – 3M ESPE), cerâmica feldspática (Vitablocs Mark II; Vita Zahnfabrik) e dissilicato de lítio (IPS e.max CAD – Ivoclar Vivadent). Coroas na forma de molares foram confeccionadas com espessuras de 1,0 mm nas paredes axiais e 1,5 mm na oclusal, sendo que as cúspides poderiam apresentar até 2,0 mm. As coroas foram cimentadas de acordo com as recomendações de cada fabricante com cimento resinoso auto adesivo em preparos de molares humanos recém extraídos. O teste de resistência à fadiga em água iniciava-se com 200 N por 5000 ciclos, seguidos por estágios de 400, 600, 800, 1000, 12000 e 1400 N com 30.000 ciclos por estágio. Os espécimes eram ciclados até a falha ou completarem 185.000 ciclos. O contato oclusal foi realizado com endentador de resina composta (10 mm de diâmetro) contatando as vertentes triturantes das cúspides mésio e distovestibular e lingual. Os espécimes sobreviventes foram submetidos ao teste de resistência à fratura (0,5 mm/min). As análises de sobrevivência não mostraram diferenças entre o dissilicato de lítio (93,3%) e a resina (80%), mas estas se comportaram com superioridade estatística frente as coroas de cerâmica feldspática (6,6%). As coroas de resina foram as que apresentaram a menor quantidade de desgaste do endentador. Ademais, as facetas de desgaste nas coroas foram pouco perceptíveis nas coroas à base de dissilicato de lítio e porcelana, mas no dissilicato de lítio foi possível observar perda e delaminação do glaze.

2.2 Características das falhas e fraturas em coroas cerâmicas

A fractografia é o estudo morfológico superficial da fratura que resulta dos eventos relacionados com o início e a propagação das trincas, produzindo características na cerâmica que revelam o ponto inicial da trinca e sua direção de propagação. Durante o processo de fratura a energia associada com o carregamento mecânico é convertida em parte para a criação da superfície de falha. Geralmente as trincas estão associadas a defeitos de processamento como aspereza superficial, porosidade, bolhas, inclusão de impurezas e defeitos inerentes ao material e também estão relacionadas com o tamanho das partículas, estresse residual e presença de micro-trincas (KELLY, CAMPBELL e BOWEN, 1989).

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

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

Grande parte das fraturas ocorridas nas próteses dentárias se deve à fadiga, que é um modo de análise na qual a estrutura é submetida a carregamentos repetidos de pequenas magnitudes que, sozinhos, não seriam capazes de causar dano. Esse carregamento produz micro-trincas nas áreas de estresse levando à propagação lenta das mesmas e enfraquecimento estrutural. A fratura é resultante do ciclo final de carga que excede a capacidade de resistência mecânica do material. Falhas pré-existentes no material podem aumentar a concentração de

estresse em determinadas regiões e diminuir a resistência local. O ambiente aquoso também tem papel importante na fadiga, pois as moléculas de água reagem com a rede de silicato da porcelana formando terminais hidroxila ligados ao silício. Como os terminais hidroxila não se ligam entre si, há formação de falhas na cerâmica. A maioria das falhas mecânicas ocorridas clinicamente são atribuídas a fraturas após anos de serviço, sem relação com um episódio agudo de sobrecarga. Os trabalhos experimentais devem ser baseados na caracterização dos materiais e estruturas por intermédio da ciclagem dinâmica com, no mínimo, 1 milhão de ciclos para obter resultados de fadiga mais próximos do ambiente clínico (WISKOTT, NICHOLLS e BELSER, 1995).

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

LAWN, B. R. *et al.* (2002) observaram que formação das trincas do tipo cone são dependentes do raio do endentador, tenacidade a fratura e a dureza do material. As trincas radiais, responsáveis pelas fraturas catastróficas, são dependentes da

espessura e resistência flexural. Materiais com elevada resistência como a zircônia (± 1450 MPa) são menos susceptíveis a esse tipo de fratura catastrófica quando comparado com a alumina (± 500 MPa) ou até mesmo a porcelana (± 130 MPa), podendo ser utilizada como suporte para a frágil cerâmica de cobertura utilizada nas coroas protéticas.

A sobrevivência clínica das coroas ceramocerâmicas é uma combinação complexa de fatores como as propriedades mecânicas do material e os danos causados pelos procedimentos laboratoriais e clínicos (usinagem, desgastes, jateamento e carregamento cíclico oclusal). ZHANG *et al.* (2006) avaliaram a relação da presença de danos pré-existentes nas estruturas de alumina e zircônia com a resistência do material quando submetidas a ciclagem dinâmica. Utilizaram placas de 20 x 20 x 6 mm cimentadas em substrato de policarbonato. Antes da cimentação cada grupo foi submetido a um tipo de tratamento diferente: jateamento com óxido de alumínio, nano-endentação e endentação com esfera de carbureto de tungstênio de 4 mm a 3000 N. Espécimes polidos e sem qualquer dano foram utilizados como controle. Os danos foram capazes de reduzir em 20 e 30% a capacidade de resistir à formação de falhas na alumina e na zircônia, respectivamente, não havendo diferença estatística entre os tipos de danos. As micro-trincas geradas pelo pré-tratamento neste estudo foram muito pequenas para iniciar uma falha ou degradar a resistência, entretanto a presença do carregamento cíclico fez com que elas se propagassem e se agrupassem formando trincas maiores capazes de originar falhas severas.

No mesmo ano SCHERRER *et al.* (2006) avaliaram qualitativamente as superfícies fraturadas de vidros cerâmicos e coroas ceramocerâmicas. Observaram que as falhas podem ser resultantes da anatomia deficiente das coroas, de defeitos de fabricação ou indução localizada de tensões. Defeitos pré-existentes nas restaurações cerâmicas ou desgastes provenientes da função bucal podem enfraquecer a estrutura dando início ao processo de fratura. O exame que engloba a observação das superfícies fraturadas é chamado de fractografia. Ele é fundamentado na observação das características resultantes da interação da propagação das trincas e os campos de tensões com a microestrutura do material. As marcas deixadas pelas trincas auxiliam na determinação da origem e propagação da linha de fratura. As marcas mais comuns são: *mirrors*, *mist*, *hackle*, *wake-hackle*,

twist hackle, *arrest lines* e *compression curl*. Nos vidros cerâmicos a origem da fratura está ligada com a presença de uma região suave, lisa e reflexiva conhecida como *mirror*. A propagação das trincas nessa região é muito lenta para causar sua bifurcação e deflexão, por isso sua superfície apresenta-se relativamente plana e lisa. A medida que as trincas propagam-se a velocidade aumenta e a energia armazenada é parcialmente dissipada através de micro-trincas criando uma região áspera e menos reflexiva e esfumada chamada de *mist*. O *mist* não é encontrado em materiais policristalinos (alumina e zircônia). Quando a propagação das trincas atingem sua velocidade máxima não havendo mais energia disponível para criar uma trinca secundária, ocorre a formação das *hackle*, que são como linhas na superfície. Sua movimentação é paralela à direção de propagação. Os traços de fratura nas coroas ceramocerâmicas são ricos em *hackle* e *wake-hackle*. Os *wake-hackle* são *hackle* associados com as porosidades e são excelentes indicativos do sentido da propagação das trincas. Eles são formados quando uma trinca em propagação passa através da porosidade e forma um rastro logo após o poro. Outro indicador do direcionamento de propagação são as *arrest lines*. Estas são linhas parabólicas bem definidas perpendiculares a propagação da trinca formadas quando a propagação sofre uma pausa, antes de retornar em uma direção ligeiramente diferente, característica que pode ser atribuída ao movimento do carregamento cíclico (fadiga), onde a força não é constante e passa por períodos de carga total, parcial e remissão. A origem da fratura está apontada para o lado côncavo das *arrest lines*. As *twist hackle* aparecem quando o eixo de tensão principal da fratura sofre uma rotação lateral, porém esse eixo de rotação é energeticamente desfavorável frente a propagação da trinca como um todo e ao invés disso, ela se ramifica em feixes paralelos e não coplanares. A *Compression curl* ou curva de compressão ocorre nas superfícies opostas às zonas de flexão ou tração antes do lascamento do fragmento. A medida que a linha de fratura iniciada na zona de flexão (tração) propaga-se para perto da zona oposta de compressão ocorre a diminuição da sua velocidade e a mudança de direção para perpendicular ao campo trativo, deixando uma borda curva antes do lascamento do espécime. A identificação dos sítios de origem das trincas e fraturas por meio da fractografia são extremamente importantes no fornecimento de evidências científicas para determinação da causa das falhas.

KIM *et al.* (2007) examinaram os modos de falhas em espécimes metalocerâmicos e ceramocerâmicos retangulares e planos. Os espécimes foram divididos em 3 grupos: o primeiro era composto de I.E. áurea, o segundo com I.E. de liga de prata-paládio e o terceiro com I.E. de zircônia (0,5 mm de espessura). As I.Es. foram revestidas com porcelana de revestimento transparente (0,7 mm de espessura) compatíveis com cada sistema e cimentadas em blocos de resina composta (Z100 – 3M ESPE) simulando o substrato dentinário. O teste de resistência à fadiga em água foi realizado com endentador de carbureto de tungstênio de 3,18 mm de raio direcionado axialmente. O carregamento cíclico foi realizado com carga de 0 a 200 N e frequência de 1,5 Hz. Os corpos de prova foram analisados em determinados intervalos de ciclos em um microscópio de luz polarizada à procura de danos. Os danos do tipo cone externo (*outer cone*), partindo da área de contato com o endentador com 22° em relação a superfície oclusal, desenvolveram-se em todos os casos após alguns ciclos. Nos espécimes de liga áurea, os cones internos (*inner cone*) foram notados apenas após 10 mil ciclos e atingiram a I.E. entre 10 mil e 15 mil ciclos. Em torno de 20 mil e 25 mil ciclos houve o desenvolvimento de trincas radiais (*radial crack*) partindo da interface liga áurea/porcelana propagando-se rapidamente em direção oclusal e lateral. Nos espécimes com I.E. de prata-paládio os cones internos atingiram a interface metal/porcelana entre 20 mil e 25 mil ciclos e não observaram a formação de trincas radiais. Nos espécimes de zircônia os cones internos apareceram após 10 mil ciclos e atingiram a I.E. por volta de 50 mil e 100 mil ciclos, mantendo-se constantes após 550 mil ciclos sem penetrar na I.E. ou correr ao longo da interface. Não houve nenhum indício de presença de trincas radiais na estrutura de zircônia e nem na sua porcelana de revestimento. Os danos mostraram, pela presença dos cones externos, que a força de 200 N aplicada foi suficiente para exceder o limite de resistência elástica da porcelana. A propagação dos cones internos em direção a I.E. é resultado da penetração da água na trinca (bombeamento hidráulico) associada com a força do carregamento cíclico. Adicionalmente, a I.E. tem o importante papel de fornecer suporte à porcelana de revestimento e a presença de I.Es. com alta dureza e alto módulo de elasticidade, como as ligas de prata paládio e zircônia, previnem o aparecimento de trincas radiais, o mesmo não pode ser dito da I.E. áurea estudada neste trabalho, pois a sua baixa dureza e baixo módulo de elasticidade favoreceram a flexão da I.E. durante o carregamento, provocando zonas de tensões na interface

que permitem o aparecimento de trincas partindo da mesma. Os autores comentaram que a forma simplificada dos espécimes são limitantes em não demonstrar trincas e fraturas semelhantes aos observados no ambiente clínico.

O aumento na resistência das coroas ceramocerâmicas tem sido introduzido com a expectativa de melhorar o desempenho clínico, contudo, em dentes posteriores, esta performance tem sido menor do que o esperado segundo REKOW, ZHANG e THOMPSON (2007). A definição de falha não é consistente na literatura, sendo proposto pelos autores como: fratura da I.E. cerâmica (fratura catastrófica), fratura da porcelana de revestimento (fratura coesiva) e a as trincas na porcelana que atinjam a I.E.. As trincas originam-se predominantemente em duas áreas: 1) trincas distantes do ponto de carregamento, que se iniciam na superfície de cimentação ou na interface I.E./porcelana; 2) trincas próximas ao ponto de carregamento, as quais se iniciam muito próximas ou sob o local de carregamento. Próximas do local de carregamento podem apresentar trincas do tipo cone externo, que se desenvolvem após poucos ciclos de carregamento, tendo sua propagação curta e permanecem estáveis ao longo do tempo, o que se traduz em pouca expressão clínica. Outro tipo de trinca próxima à superfície de carregamento é o cone interno, que se inicia somente após vários ciclos de carregamento em ambiente aquoso e sua extensão pode atingir a I.E. e também levar a fratura coesiva da porcelana. O tipo de trinca que se inicia na superfície inferior da I.E. cerâmica ou na interface I.E./porcelana é conhecido como trinca radial a qual pode originar fraturas catastróficas ou coesivas dependendo do local de origem. Em relação aos testes que investigam os sistemas cerâmicos, o teste de resistência à fratura tem valor relativo, pois não representa precisamente as condições clínicas e cria apenas um ranking entre os materiais. Adicionalmente, os autores comentaram que testes laboratoriais como a ciclagem dinâmica em água simulam de forma mais significativa as condições clínicas do que o teste de resistência à fratura ou de ciclagem em ambiente seco.

O ambiente aquoso e o carregamento cíclico durante a mastigação são condições favoráveis para a propagação lenta das trincas em restaurações cerâmicas. Essa propagação reduz a resistência do material levando a falhas em condições de estresse onde nenhum tipo de fratura é esperada. Neste contexto, inúmeros fatores, além das propriedades mecânicas dos materiais, estão

relacionados com a origem das falhas. Distribuição interna do estresse, interação I.E./porcelana, fadiga, tipo de carga e interação com a água são alguns desses fatores. STUART *et al.* (2007) investigaram a probabilidade de sobrevivência e o crescimento subcrítico de trincas em 3 diferentes sistemas ceramocerâmicos a base de zircônia infiltrada por vidro, dissilicato de lítio e zircônia estabilizada por ítrio. Foram confeccionadas barras (4 x 5 x 50 mm) compostas de I.E. e porcelana de revestimento segundo os materiais e métodos descritos pelos respectivos fabricantes de cada sistema. Para determinar o comportamento da propagação das trincas foram utilizados 30 espécimes submetidos ao teste de flexão em cantilever. A sobrevivência foi determinada através do carregamento cíclico alternando entre os níveis de estresse máximo e mínimo (50 MPa para o dissilicato de lítio e 65 MPa para a zircônia infiltrada e estabilizada por ítrio) até o momento da fratura. Todos os espécimes submetidos ao ensaio de fadiga tiveram fraturas com origem na porcelana de revestimento. Esses resultados mostraram que a propagação de trincas a nível subcrítico sob condições similares as que ocorrem no ambiente bucal levam a fratura da porcelana de revestimento antes da I.E., indicando que a fadiga assistida pela água ocorre mais rápido na porcelana que a capacidade de gerar dano na I.E.. Apesar do baixo nível de estresse aplicado nos espécimes de dissilicato de lítio houve a predominância de baixa resistência à fadiga e sobrevivência inferior aos outros sistemas estudados. Quando observadas as fraturas no teste de flexão no dissilicato de lítio eram totais, sem nenhum tipo de deflexão, diferente do que ocorria nos sistemas à base de zircônia, onde a trinca sofria deflexão no momento que atingia a interface I.E./porcelana.

ZAHARAN *et al.* (2008) conduziram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência à fadiga e o modo de falhas de coroas ceramocerâmicas de zircônia com coroas feldspáticas fabricadas pelo método CAD/CAM. Um molar inferior artificial foi preparado para coroa total e replicado em resina epóxi de módulo de elasticidade similar a dentina. Foram confeccionadas 10 coroas monolíticas de cerâmica feldspática e 10 coroas ceramocerâmicas com I.E. de zircônia revestidas com porcelana compatível com o sistema. As coroas apresentavam espessura padronizada na superfície oclusal de 1,5 mm, sendo que a I.E. de zircônia tinha 0,7 mm. Após as coroas serem cimentadas em seus respectivos troques de resina, foi realizado o teste de resistência à fadiga com carga variando de 50 a 600 N e

frequência de 20 Hz com endentador metálico de 3 mm de diâmetro até completar 500 mil ciclos. Após a ciclagem dinâmica os espécimes eram observados em estereomicroscópio de luz polarizada e classificados em: trincados, fraturados ou sem nenhum dano. Os espécimes que não sofreram fraturas foram seccionados e os danos internos foram avaliados microscopicamente. Todas as 10 coroas monolíticas sobreviveram à ciclagem dinâmica sem nenhuma evidência aparente de danos, entretanto as coroas de zircônia sofreram trincas (60%) e fraturas (40%) somente da porcelana de revestimento durante o teste. A microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrou exposição da I.E. da zircônia em algumas regiões dos espécimes fraturados, além de grande número de bolhas e falhas na porcelana de revestimento inerentes ao processo de fabricação.

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

APEL *et al.* (2008) estudando os padrões de propagação de trincas nas cerâmicas a base de leucita, dissilicato de lítio e porcelana com fluorapatita observaram que existem relações entre a microestrutura, propagação da trinca e a resistência da cerâmica. As trincas encontradas nas cerâmicas de leucita e fluorapatita apresentavam padrões sinuosos quando comparadas com as trincas nas cerâmicas de dissilicato de lítio a nível de microscopia óptica. No entanto, quando as trincas nas cerâmicas de dissilicato de lítio eram observadas em alta magnitude (MEV) mostravam-se bastante sinuosas. Inspeções minuciosas revelaram que as trincas na leucita propagavam-se tanto na fase vítrea quanto através dos cristais, o que demonstra sua deficiência para impedir ou interromper a propagação. Além disso, os cristais de leucita tendem a aglomerar e formar ilhas de cristais e de matriz

vítrea facilitando a propagação das trincas pelo vidro. Características semelhantes também foram observadas na porcelana a base de fluorapatita, onde a concentração de cristais é menor. Em contraste, a propagação das trincas na cerâmica a base de dissilicato de lítio é restrita apenas a matriz vítrea contornando todos os cristais, o que explica o padrão sinuoso observado no MEV. As trincas tendem a ser interrompidas quando alguma barreira é encontrada, no caso da leucita é a zona de aglomeração de cristais; no dissilicato de lítio a trinca termina na fronteira dos cristais e apresenta dificuldade de propagação devido seu entrelaçamento e forma de bastonetes; na fluorapatita a trinca termina quando encontra algum cristal capaz de impedir sua propagação. As trincas das cerâmicas de leucita e fluorapatita apresentaram comprimentos similares ($\pm 120 \mu\text{m}$), o dissilicato de lítio apresentou o menor comprimento ($\pm 80 \mu\text{m}$). Em relação a tenacidade à fratura a maior foi apresentada pelo dissilicato de lítio devido a alta concentração de cristais, forma e entrelaçamento entre eles; a leucita com menor quantidade de cristais e formação de ilhas vítreas apresenta tenacidade intermediária; a porcelana, por ser considerada uma cerâmica vítrea, apresenta a menor tenacidade devido a concentração de cristais extremamente baixa em relação as outras cerâmicas.

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

indica que os danos foram progredindo lentamente passo a passo, diferentemente dos danos abruptos fornecidos pelo teste de compressão axial utilizado no estudo.

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

GUESS, ZHANG e THOMPSON (2009) avaliando espécimes ceramocerâmicos planos compostos de I.E. de zircônia revestidos com porcelana de revestimento pela técnica convencional e prensada, submetidos à fadiga acelerada com deslizamento lateral em água observaram que, em todos os espécimes, houve rápida formação de danos do tipo cone interno atingindo a I.E. sem haver propagação de trincas ao longo da região interfacial. Também não encontraram nenhum indício de trincas na zircônia. Na área de contato com o endentador observaram a presença de trincas circundando a região assim como a presença de deformação de quasiplasticidade. A ausência de fratura coesiva da porcelana de revestimento deu-se ao fato de que os espécimes foram retirados do teste no momento em que as trincas atingiam a região interfacial. Segundo os autores os

danos encontrados, restritos apenas à porcelana, são similares aos descritos no ambiente clínico para esse tipo de sistema.

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

ROSENTRITT *et al.* (2009) avaliaram coroas ceramocerâmicas de zircônia com diferentes desenhos de I.E. (I.E com desenho simples - espessura uniforme de 0,5 mm); I.E. modificada com suporte oclusal mínimo (espessura variando de 0,6-0,8 mm); I.E. com suporte oclusal otimizado (espessura variando de 0,7-1,3 mm); e I.E. com cúspides desenhadas (espessura variando de 0,7-1,3 mm) submetidas a ciclagem térmica (6000 ciclos à 5-55 °C; 2 min/ciclo) e dinâmica ($1,2 \times 10^6$ ciclos com carga de 50 N) simulando o movimento mastigatório com uma coroa metalocerâmica como antagonista. Em relação aos modos de falha os autores observaram que as coroas ceramocerâmicas com I.E. simples, que oferecia o menor suporte a porcelana de revestimento, e a I.E. com suporte otimizado, que apresentava a menor espessura de porcelana, apresentaram as maiores áreas de fratura. A análise fractográfica revelou presença de grande rugosidade no local de contato com o

antagonista, o que indica os prováveis sítios de origem das trincas que propagaram-se pela porcelana de revestimento e resultaram nas fraturas distais e linguais encontradas. Traços fractográficos como *wake hackles* e *arrest lines* apontaram a superfície de contato oclusal como origem das fraturas. Em nenhuma das fraturas houve exposição da I.E.. Os autores elucidaram que a rugosidade superficial aumenta o atrito do dente antagonista com a coroa cerâmica e, conseqüentemente, aumenta a probabilidade do surgimento e propagação das trincas. Superfícies lisas e polidas facilitam o deslizamento durante os contatos, por este motivo, o polimento das coroas após os ajustes oclusais com pontas diamantadas é de extrema importância.

LORENZONI *et al.* (2010) observaram os padrões de falha através da ciclagem dinâmica de coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas (alumina e zircônia) com e sem modificação de desenho de I.E.. A análise dos dados do grupo metalocerâmico mostrou a presença de deformação de quasi-plasticidade sob a região de contato com o endentador, ausência de fraturas coesivas após a fadiga de 1 milhão de ciclos e presença de trincas internas do tipo cone interno atingindo a I.E. em boa parte dos espécimes. No grupo com I.E. de alumina observaram a presença de fraturas coesivas da cerâmica de cobertura com exposição da região interfacial. A MEV confirmou, através da presença dos *hackles* e *wake-hackles*, que as fraturas originaram-se da região de endentação. Uma coroa de alumina apresentou fratura envolvendo tanto a I.E. quanto a cerâmica de cobertura, sendo causada por trinca radial iniciada na superfície de cimentação que se propagou até a oclusal. Sua origem foi confirmada pela presença de *arrest lines* na porcelana de revestimento. As coroas de alumina sobreviventes apresentaram trinca do tipo cone interno atingindo a I.E.. Nas coroas de zircônia a fratura coesiva na cerâmica de cobertura sem exposição da I.E. foi o dano mais comum. A análise microscópica identificou a presença de *hackles*, *wake-hackles* e *twist hackles* indicando que as fraturas tiveram sua origem na superfície endentada. O pior dano encontrado foi a fratura catastrófica envolvendo tanto a I.E. quanto a porcelana de revestimento (grupo com I.E. de alumina) e o dano mais ameno foi a presença de trincas do tipo cone interno atingindo a I.E. (grupo metalocerâmico). A análise em MEV indicou que as fraturas coesivas da porcelana iniciavam na área de endentação e se propagavam por toda a

coroa, a fratura catastrófica era ligada a presença de trincas radiais originando-se da interface cimento/I.E. e propagando-se para superfície oclusal.

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

As coroas totalmente cerâmicas tendem a apresentar melhor estética e biocompatibilidade que as coroas metalocerâmicas. Entretanto as cerâmicas puras são materiais de características frágeis com baixa resistência flexural e com resistência reduzida em ambientes úmidos. ETMAN e WOOLFORD (2010) avaliaram clinicamente a performance de coroas unitárias de três sistemas cerâmicos. Para tal, foram confeccionadas coroas posteriores de dissilicato de lítio (IPS e.max Press – Ivoclar Vivadent), alumina densamente sinterizada (Procera All Ceram – Nobel BioCare) e metalocerâmica. Os critérios de inclusão dos pacientes foram: indicação para coroa unitária, dente antagonista hígido ou minimamente restaurado, idade entre 20 e 60 anos, saúde bucal e geral satisfatória, ausência de histórico de hábitos parafuncionais e estar apto a comparecer a clínica para os controles semestrais durante 3 anos. Foram realizadas 90 coroas (30 por grupo de material) em 1º molar (n=52), 2º molar (n=14), 1º pré-molar (n=6) e 2º pré-molar (n=18) superiores e inferiores. A técnica de preparo dental e as etapas de confecção

das restaurações seguiram as recomendações dos fabricantes dos respectivos sistemas. As avaliações clínicas do tipo duplo cego foram realizadas por 2 operadores experientes e treinados. Observaram taxa de sobrevivência de 96,6% para as coroas de alumina e dissilicato de lítio e de 100% para as coroas metalocerâmicas. O modo de falha mais frequente foi a fratura coesiva da porcelana de revestimento nas regiões proximais com extensão para vestibular ou lingual. Duas fraturas foram passíveis de reparo (1 metalocerâmica, 1 alumina) e as restantes indicavam a troca da restauração (1 dissilicato de lítio, 1 alumina). As coroas de alumina apresentaram a maior quantidade de trincas quando comparadas com os outros sistemas. A análise de MEV das coroas substituídas mostraram danos microestruturais superficiais que indicavam perda ou dissolução da porcelana, principalmente nas áreas de contato oclusal, que mostravam características de aumento de rugosidade e origem das trincas e fraturas encontradas.

SILVA, THOMPSON, *et al.* (2011) analisaram traços de fraturas de coroas com I.E. de zircônia com e sem a presença de cinta lingual e proximal submetidas a fadiga acelerada com deslizamento lateral em água. Observaram a presença de áreas de desgaste sob a superfície de contato com o endentador e *wake-hackles* nos traços de fraturas denunciando a superfície de contato oclusal como origem das fraturas coesivas da porcelana de revestimento sem exposição e fratura das I.Es. com exceção de alguns espécimes do grupo com alteração da I.E. que apresentaram ligeira exposição da I.E. no bordo externo da cinta.

Falhas e bolhas estão sempre presentes nas cerâmicas. Sua presença aumenta dispersão da luminosidade, diminui a translucidez e podem agir como iniciadores de trincas sob altas tensões, diminuindo a resistência a tração e ao cisalhamento. WU, NAKAGAWA e TERAOKA (2012) utilizaram a microtomografia como ferramenta não destrutiva para observar a morfologia interna de coroas ceramocerâmicas antes de serem cimentadas com objetivo de visualizar a localização e tamanho das bolhas e porosidades. Também analisaram falhas clínicas de próteses ceramocerâmicas através da MEV para observar se existe relação da origem das falhas com as porosidade internas das restaurações protéticas. Confeccionaram 4 coroas ceramocerâmicas de zircônia infiltrada por vidro (InCeram Zircônia - VITA) revestidas com porcelana. Essas coroas foram

escaneadas no microtomografo e as imagens avaliadas em relação a quantidade e localização das bolhas. Quatro fraturas clínicas de coroas ceramocerâmicas de zircônia infiltrada por vidro foram observadas no MEV. A microtomografia revelou grande prevalência de poros tanto na porcelana de revestimento, quanto na I.E. e interface. Os poros apresentavam diâmetro entre 50 a 300 μm , contudo a prevalência estava entre 50 e 100 μm . A MEV das fraturas clínicas revelaram grande quantidade de poros presentes na porcelana de revestimento e na interface I.E./porcelana, o que sugere uma certa relação da propagação das trincas e as porosidades presentes. A alta presença de bolhas e porosidades na interface porcelana/I.E. deixa a prótese ainda mais vulnerável as falhas. Ademais, as imagens de MEV revelaram que as trincas propagaram-se através das bolhas presentes na interface.

SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.* (2012) analisaram os modos de falhas de coroas monolíticas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD – Ivoclar Vivadent) com 1 e 2 mm de espessura oclusal, sendo que a segunda apresentava uma cobertura de porcelana na vestibular. As coroas foram cimentadas em troqueis de resina composta e submetidas a fadiga acelerada com deslizamento lateral em água. Ao final de cada passo de ciclagem os espécimes eram observados em estereomicroscópio a procura de danos. Os espécimes fraturados ou que não apresentaram fraturas (suspensos) foram embebidos resina epoxi, seccionados e inspecionados sobre o padrão de evolução das trincas. O modo de falha mais frequente foi a fratura catastrófica ou completa. Os espécimes suspensos mostraram a presença de trincas do tipo cone interno com origem imediatamente sob a área de contato com o endentador, o que mostra a forte associação do carregamento cíclico e a água pelo bombeamento no interior da trinca. Além disso, trincas radiais com origem na superfície de cimentação propagando-se para a superfície oclusal também foram encontradas. Foi necessário alta concentração de carga para iniciar os danos encontrados nas coroas monolíticas, o que reflete a alta confiabilidade encontrada nos estudos clínicos. Ademais, as falhas encontradas foram similares às observadas no ambiente clínico.

As cerâmicas de alta resistência necessitam de revestimento com porcelana para atingirem a estética desejada. A baixa resistência intrínseca desta pode determinar a sobrevida apesar da alta resistência da I.E.. Trincas, fraturas e

delaminações são falhas comuns das porcelanas de revestimento. Além disso, a técnica convencional de aplicação da porcelana e o processo de sinterização pode introduzir inúmeras falhas pela grande sensibilidade técnica. Falhas estruturais (bolhas, porosidades e impurezas) podem levar a concentrações de estresse atuando como sítios iniciadores de falhas que, por consequência, estão além das propriedades intrínsecas do material. Tendo em vista as evidências ZHAO *et al.* (2012) investigaram coroas cerâmicas a base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press – Ivoclar Vivadent) com e sem revestimento de porcelana utilizando métodos laboratoriais de resistência à fratura e análises fractográficas para observar o comportamento das falhas. Coroas cerâmicas de 1º Molares superiores foram confeccionadas e cimentadas em troqueis de resina composta. As coroas estratificadas apresentavam I.Es. com espessura oclusal de 0,8 e 1,3 mm nas cúspides vestibular e palatina, respectivamente, e revestimento de porcelana (0,7 mm). As coroas monolíticas apresentavam 2 mm de espessura oclusal. Todos os espécimes (n= 40) foram submetidos ao teste de resistência a fratura (0,5 mm/min) com endentador (6 mm de diâmetro) posicionado na fossa central. O teste revelou cargas de 2.665,4 N e 759,2 N para as coroas monolíticas e estratificadas, respectivamente. As coroas monolíticas apresentaram fraturas com 3 ou mais segmentos. A análise da superfície da fratura revelou que as coroas monolíticas apresentavam estrutura homogênea sem a presença de porosidades e bolhas. No entanto, suas fraturas foram do tipo catastrófica abrangendo todo o material cerâmico com exposição do troquel de resina. *Hackles* e uma pequena área de *Mist* indicaram a superfície oclusal como origem das fraturas. Uma pequena trinca radial com início na superfície de cimentação e propagando-se perpendicularmente para a superfície oclusal foi encontrada abaixo da falha principal. Em relação às coroas estratificadas grande parte dos espécimes apresentaram fraturas no plano méso-distal a partir do sulco oclusal separando a coroa em dois pedaços. Observaram 4 falhas coesivas na porcelana de revestimento, 15 adesivas (interface porcelana/I.E) e 1 catastrófica. A análise no MEV revelou a presença de *Wake-hackles* e *arrests lines* que indicam a superfície oclusal imediatamente abaixo do local de endentação como origem. A delaminação estava acompanhada de defeitos na interface porcelana/I.E. como a presença de bolhas, onde os traços fractográficos apontaram estas como sítios coadjuvantes de origem. A ausência de ângulos agudos na grande quantidade de poros e bolhas encontrados na porcelana de revestimento indicaram que sua

formação ocorreu durante o processo de sinterização devido a contração da porcelana.

GUESS, BONFANTE, *et al.* (2013) observaram o modo de falha de coroas ceramocerâmicas de zircônia com I.E. convencional (espessura uniforme de 0,5 mm) e anatômica (I.E. com espessura variável que previa espessura de 1 mm na porcelana de revestimento) revestida com porcelana tanto pela técnica de aplicação manual quanto pela injetada. As coroas foram submetidas ao ensaio de fadiga acelerada simulando o movimento mastigatório até a fratura. Observaram que o contato com o endentador provocou deformações de quasi-plasticidade e desgastes na porcelana de revestimento. Todas as falhas encontradas foram do tipo coesivas na porcelana de revestimento sem exposição da I.E.. Traços fractográficos como *hackles*, *wake-hackles*, *twist hackles* e *arrest lines* indicaram que as fraturas propagaram-se a partir da área de contato oclusal. A técnica de injeção da porcelana não atingiu os resultados esperados quando comparada com a técnica manual, pois segundo os autores, toda a anatomia externa da coroa foi confeccionada com uma única injeção da porcelana, o que pode proporcionar alta concentração de estresse residual quando comparada com a técnica manual onde a aplicação é estratificada. Traços fractográficos do tipo *twist hackles*, que estão associados a campos com alta concentração de estresses térmicos foram encontrados nas coroas com porcelana injetada, o que sustenta essa teoria proposta pelos autores.

Estudos *in vitro* utilizaram a fractografia para localizar origem das falhas, calcular a tenacidade à fratura e o estresse de ruptura a partir da medição do tamanho da trinca. Clinicamente a análise qualitativa de réplicas ou fragmentos de coroas fraturadas são capazes de mapear padrões fractograficos e correlacionar as marcas da propagação das trincas e sítios de origem ao estresse responsável pelo início da falha. BELLI, PETSCHLT e LOHBAUER (2013) avaliaram fractograficamente coroas ceramocerâmicas de molares a partir de testes de resistência à fratura e ciclagem dinâmica com contato deslizante. Confeccionaram coroas ceramocerâmicas de zircônia com 3 diferentes variáveis: presença ou ausência de jateamento na I.E previamente a aplicação da porcelana de revestimento, variação da porcelana de revestimento (VM9 - VITA e Lava Ceram – 3M) e resfriamento lento (30 °C/min) ou rápido (600 °C/min). Realizaram comparações entre os grupos com avaliação do tamanho e morfologia da fratura em

relação aos tipos de protocolos utilizados . Das 64 coroas submetidas ao teste de resistência à fratura 57 foram coesivas na porcelana de revestimento e apenas 7 foram catastróficas (envolvimento da I.E.). Entretanto, cargas extremamente elevadas (2.801–3.239 N) e trincas radiais provenientes da linha de cimentação foram observadas quando a I.E. estava envolvida na fratura. Uma pequena área de espelho (*mirror*) foi observada próxima da área de endentação, local atribuído a origem da falha. A única diferença encontrada nesse modo de falha foi a distinção entre o tipo de porcelana aplicada. A VM9 apresentava uma linha de fratura mais rugosa devido o aumento do conteúdo cristalino em sua composição, já a Lava Ceram apresentava uma linha de fratura vítrea, lisa e polida. Grande perda de porcelana foi observada logo abaixo da área de endentação. Linha *hackles* deram a direção do traço de fratura, com início no contato com o endentador propagando-se para as laterais, contornando a I.E. expondo sua superfície em algumas regiões. A exposição parcial da zircônia leva a crer que a interface não é a porção mais fraca desse sistema, independente da presença ou ausência do jateamento. Todas as falhas apresentadas na ciclagem dinâmica foram coesivas na porcelana de revestimento sem exposição da I.E.. Sua morfologia característica era presença de faceta de desgaste na área de contato com o endentador e dois tipo de fraturas, uma maior e outra menor. A maior originava-se no centro da faceta de desgaste envolvendo a cúspide vestibular e propagando-se para as proximais. A fratura menor ocorria no plano inclinado da cúspide no final do movimento do endentador. Marcas como *hackles*, *twist-hackles* e *arrest lines* auxiliaram na determinação da direção e origem das falhas. Apenas o tipo de porcelana aplicada interferiu na diferença morfológica da fratura. A movimentação do endentador de esteatito formou facetas de desgaste proporcionais ao número de ciclos em todas as coroas, o que possibilitou a formação de trinca do tipo cone que se propagaram para originar as fraturas. *Arrests lines* radialmente a origem da fratura foram formadas como resultado dos episódios intermitentes da propagação provenientes da ciclagem dinâmica; sua ausência indica que grande quantidade de energia foi desprendida para a formação da fratura, o que resulta em alta velocidade de formação compatível com os teste de resistência à fratura. Observaram que nas coroas revestidas com VM9 a distância entre as linhas das *arrests lines* diminuía a medida que a fratura propagava-se para cervical, indicando maior resistência à propagação das fraturas nesta região. As fraturas encontradas nas coroas revestidas com VM9 foram

maiores e sempre paralelas a interface I.E./porcelana, com trincas visíveis em seu interior. Fraturas das coroas revestidas com a Lava Ceram eram menores e polidas, sem trincas estendendo-se para o interior da porcelana. A semelhança das fraturas reportadas neste estudo com as encontradas no ambiente clínico validam o método da ciclagem dinâmica para mimetizar as condições de carga *in vivo*.

Infelizmente, os trabalhos clínicos não explicam o porque e como as coroas cerâmicas fraturam. Diversos trabalhos laboratoriais e análises de elemento finito são realizados na tentativa de elucidar os mecanismos das fraturas, mas sua completa explicação e simulação do ambiente bucal é complicada. Análises fractográficas de restaurações cerâmicas em uso clínico podem revelar a origem das fraturas, sua propagação, o estresse no momento da fratura e, talvez, sua causa. OILO e GJERDET (2013) acreditam que o estudo das falhas é extremamente importante para a longevidade das restaurações. Analisaram as características de coroas fraturadas clinicamente, a fim de determinar a origem e a propagação das trincas em coroas cerâmicas unitárias com I.E. de alumina. Foram analisadas 27 coroas com média de sobrevivência de 3,1 anos. As fraturas catastróficas, dividindo a coroa em 2 ou mais segmentos foi o tipo de fratura mais comum. Originavam-se na margem cervical da I.E., principalmente na face proximal. Além delas, falhas secundárias na forma de fraturas coesivas da porcelana de revestimento com origem nos pontos de contato oclusal foram observadas, mas não pode ser determinada qual fratura originou-se primeiro. *Wake-hackles* presentes na porcelana de revestimento de todas as coroas auxiliaram na determinação do local de origem e propagação das fraturas. Apesar dos diversos dados coletados pelo estereomicroscópio, os autores comentaram que estudos comparando falhas de coroas clínicas utilizando a MEV para detectar com mais refino a existência de microtrincas e/ou pequenas falhas capazes de auxiliarem na mecânica das falhas precoces são necessários.

OILO *et al.* (2014) analisaram as características das fraturas clínicas de coroas unitárias de zircônia e dissilicato de lítio. Os autores instruíram os dentistas a enviarem os fragmentos e/ou parte das coroas fraturadas clinicamente. Foram analisadas 23 coroas no estereomicroscópio de luz polarizada e no MEV. O histórico de cada coroa, como data da cimentação, tipo de cimento e qualquer evento ocorrido foi anotado. A análise das 14 coroas de dissilicato de lítio foi dificultada

devido a linha de fratura tortuosa e rugosa proporcionada pelos cristais de dissilicato de lítio, contudo traços como *hackles*, *arrests lines* e *compression curls* auxiliaram na determinação da origem das falhas. Em contrapartida as coroas de zircônia revelaram uma linha de fratura mais clara e polida. De modo geral a fratura catastrófica com origem na interface cimento/I.E. da região cervical foi a mais comum em ambos os sistemas cerâmicos, local onde a cerâmica apresenta pouca espessura. Em 11 coroas as trincas propagaram-se da região proximal para a proximal oposta, 10 apresentaram trincas propagando-se da região lingual, 5 ficaram restritas apenas a face lingual e 3 coroas de zircônia apresentaram fraturas coesivas na porcelana de revestimento, os quais foram claramente causados pelo contato oclusal. A grande quantidade de fraturas com origem na cervical mostrou que as fraturas se iniciaram devido às tensões na margem cervical, entretanto não ficou evidente que a origem das tensões tenham sido provenientes da tensão do cimento ou flexão dental. Todavia a pouca espessura encontrada na porção cervical proximal associada ao arco côncavo da anatomia do preparo dental pode ter contribuído para o surgimento desse tipo de falha. A grande diversidade de anatomia das coroas, os diferentes modos de cimentação empregados, o número de espécimes concedidos pelos clínicos e o modo de envio das falhas foram grandes limitações do estudo. Os autores ressaltaram que o grande número de falhas catastróficas encontradas provavelmente não reflete as falhas clínicas. O baixo número de falhas coesivas pode ser dado ao fato de que os clínicos não souberam como enviar esse tipo de falha para os pesquisadores, enviaram apenas coroas que apresentaram grandes fragmentos descolados da boca e de coroas que necessitavam ser completamente substituídas. Comentaram também que os clínicos não foram corretamente instruídos sobre a possibilidade de moldagem intrabucal da coroa com pequenas fraturas. Além disso, fragmentos provenientes de fraturas coesivas são pequenos e perdidos facilmente pelo paciente, muitas vezes esse tipo de falha é reparável com resina composta e o cirurgião dentista não classifica como falha e quando é necessária sua remoção ocorre a fragmentação da coroa.

ZHAO *et al.* (2014) analisaram coroas cerâmicas à base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press – Ivoclar Vivadent) monolíticas (2 mm de espessura oclusal) e estratificado (I.E. de 1,3 mm e 0,7 mm de espessura de porcelana de revestimento na oclusal) com objetivo de avaliar se a ciclagem dinâmica afetaria seu

comportamento frente as fraturas. As coroas foram submetidas ao teste de resistência à fratura (0,5 mm/min) na máquina de ensaios universal e um grupo de cada tipo de coroa foi submetida ao ensaio de fadiga com contato deslizante (2Hz, 98 N, 1,2 milhões de ciclos sob endentação de esteatito), as coroas sobreviventes ao ensaio de fadiga foram fraturadas na máquina de ensaios universal. Observaram que o ensaio de fadiga não foi capaz de induzir a fratura de nenhum espécime. Independente da ciclagem dinâmica o tipo de falha mais comum nas monolíticas foi a fratura catastrófica (com exposição do preparo) propagando-se no plano mesio-distal dividindo a coroa em 2 segmentos. O fundo de sulco era a origem das fraturas nas monolíticas submetidas a resistência à fratura, contudo quando a fadiga era associada, trincas propagando-se a partir da crista oblíqua também eram observadas. A análise de microscopia revelou uma linha de fratura homogênea livre de porosidade e bolhas mas com superfície áspera nas coroas monolíticas. Traços fractográficos como *hackles* determinaram a origem e a direção das fraturas. Nas coroas estratificadas a análise revelou grande quantidade de bolhas na porcelana de revestimento, inclusive na interface porcelana/I.E.. A linha de fratura estendeu-se por toda a massa cerâmica até a interface expondo a I.E. e em alguns casos propagando-se em seu interior. Traços fractográficos como *wake-hackles* e *arrest lines* indicaram tanto a superfície oclusal quanto os defeitos encontrados na interface porcelana/I.E. como origem das falhas. Quando a ciclagem dinâmica estava associada era nítida a presença de desgaste na forma de ranhuras paralelas no local onde o endentador contactava a coroa. Na frente deste ponto de contato com o endentador eram observadas trincas do tipo cone interno que se propagavam para o interior da estrutura e provavelmente auxiliaram na aceleração do processo de falha.

Atualmente os ensaios de fadiga são considerados os melhores métodos laboratoriais para reprodução das condições de carga do ambiente bucal e isso se deve ao fato da evolução dos testes mecânicos e entendimento do complexo mecanismo que permeiam as falhas. As comparações e estudos entre as falhas encontradas no ambiente bucal e laboratoriais são importantes ferramentas que auxiliam na validação dos estudos laboratoriais. Contudo, os estudos atuais limitam-se em mimetizar o padrão oclusal em laboratório, pois o consideram apenas uma variante oclusal que seria o contato em fundo de fossa, sendo este estático ou deslizante entre as vertentes oclusais. Diversos estudos demonstraram que os

contatos oclusais ocorrem entre cúspide/fossa e cúspide/crista marginal (FRIEL, 1927; MYERS e ANDERSON, 1971; EHRLICH e TAICHER, 1981; HOCHMAN e EHRLICH, 1987; KORIOH, 1990; WISKOTT e BELSER, 1995; PALAMARA, PALAMARA e MESSER, 2002; BENAZZI *et al.*, 2011; WATANABE-KANNO e ABRÃO, 2012; OKESON, 2013; BENAZZI *et al.*, 2014). Além disso, boa parte das falhas clínicas ocorrem nas áreas ocluso proximais (SCHERRER *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2008; LOHBAUER *et al.*, 2008; MARCHACK *et al.*, 2008; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; ETMAN e WOOLFORD, 2010; HARDER *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; MARCHACK *et al.*, 2011; SORRENTINO *et al.*, 2012; ZHANG *et al.*, 2012; KOENIG *et al.*, 2013; OILO *et al.*, 2014). Em vista disso, o presente estudo tentou aumentar a fidelidade clínica do ensaio de fadiga ao reproduzir o padrão de falha de maior prevalência em clínica, sendo que este, em conjunto com o estudo de FARDIN (2013), explorou o carregamento nas cristas marginais.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo investigar a probabilidade de sobrevida (confiabilidade) e o modo de falhas das coroas estratificadas de dissilicato de lítio com e sem modificação do desenho da I.E. (presença de cinta lingual e postes proximais) e de coroas monolíticas de dissilicato de lítio, quando submetidas ao ensaio de fadiga por intermédio da ciclagem dinâmica em água com cargas aplicadas nas cristas marginais de molares. As seguintes hipóteses foram testadas:

1. O desenho modificado da I.E. aumentará a probabilidade de sobrevida e o modo de falha das coroas estratificadas.
2. A utilização de coroas monolíticas aumentará a probabilidade de sobrevida das coroas monolíticas em relação as estratificadas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Elemento dentário:

A pesquisa utilizou um primeiro molar inferior de manequim odontológico (Dente de estoque – MOM – Manequins Odontológicos Marília Ltda – Marília/SP) com superfície oclusal modificada, por meio de acréscimo de resina acrílica (Resina acrílica autopolimerizável Kit (pó e líquido) – Acrílico Autopolimerizante Jet Clássico – São Paulo/SP) para simplificar a anatomia da mesma e facilitar os ajustes do local de carga durante o ensaio de fadiga (Fig. 4.1). O molar em questão foi inserido no interior do dispositivo 1 com o auxílio do delineador (Delineador Odontológico – Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda – São Carlos/SP) e estabilizado no interior deste com a pasta leve de silicone de adição (Express – 3M ESPE – São Paulo/SP). Este dispositivo 1 foi acoplado ao dispositivo 2 e neste vertida resina acrílica autopolimerizável (Fig. 4.2). Assim o dente preparado ficaria paralelo ao seu longo eixo inserido num cilindro de resina acrílica e facilitaria os procedimentos de preparo e duplicação do dente padrão.

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

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

4.2 Preparo Dentário:

As etapas do preparo protético foram conduzidas de acordo com a técnica da silhueta (PEGORARO *et al.*, 2002). Ao final, o dente preparado apresentava: término cervical do tipo chanfro (com espessura aproximada de 1,2 mm em toda a sua extensão); ângulo de convergência cervical de aproximadamente 8°; ângulos internos arredondados; redução oclusal de aproximadamente 2 mm; altura do preparo vestibular de 5 mm e do palatino de 4,5mm (Fig. 4.3).

Figura 4.3 - Dente de manequim preparado. (a) Vista vestibular; (b) vista proximal; (c) vista oclusal.

4.3 Réplicas de resina composta

Com o objetivo de padronizar a forma do preparo de cada espécime e consequentemente as coroas cerâmicas, optou-se por utilizar-se réplicas de resina composta como substituto do tecido dentinário, por apresentar módulo de elasticidade de 16 GPa (Z100 - 3M ESPE - São Paulo/SP) (KIM *et al.*, 2007), o que é semelhante ao do tecido dentinário (16-18 GPa) (KELLY, 1999; GUESS *et al.*, 2011). Além disso, a utilização de dentes naturais dificultaria a padronização dos espécimes devido às peculiaridades de cada dente, como: diferenças de tamanhos, qualidade da dentina e dimensão da polpa dental. Esta metodologia tem sido amplamente aplicada em diversos estudos (ZHANG *et al.*, 2006; BHOWMICK *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2007; COELHO, BONFANTE, *et al.*, 2009; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; GUESS *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; FARDIN, 2013; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; LORENZONI, 2013; ZHAO *et al.*, 2014; PAULA *et al.*, 2015).

O dente preparado de manequim foi duplicado com o auxílio da pasta leve de silicone de adição (Express – 3M ESPE – São Paulo/SP). No dispositivo 1 foi aplicado adesivo universal (Adesivo Universal – Zermack / Labordental – São Paulo/SP) para promover adesão do material de moldagem ao cilindro metálico. O cilindro de resina acrílica com o dente padrão preparado foi inserido no dispositivo 1 devidamente preenchido com o material de moldagem (silicone de adição), sendo aplicado inicialmente pressão manual e posteriormente carga estática de 5 Kg por 10 min.

O molde foi vazado com resina composta (Z100 – 3M ESPE – São Paulo/SP) em incrementos de aproximadamente 1,5 mm de espessura sendo que cada camada era fotopolimerizada (Fotopolimerizador e Clareador Ultraled - Dabi Atlante – Ribeirão Preto/SP) por 40 s de acordo com a metodologia empregada por SCHERRER e DE RIJK (1993). Um fio de aço inoxidável (1,2 mm de diâmetro) (Fio Ortodôntico Duro Elástico CrNi - Redondo Ø1,20mm – Morelli Ortodontia – Sorocaba SP) foi inserido parcialmente no interior da resina composta com finalidade de proporcionar retenção mecânica com a base de resina acrílica que será descrita logo abaixo. Cada réplica era inspecionada quanto à fidelidade de reprodução com o

auxílio da lupa (Lupa de aumento de 4X – Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda – São Carlos/SP) (Fig. 4.4), caso houvesse presença de bolhas ou defeitos de superfície o mesmo era descartado.

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

As réplicas foram estocadas em água deionizada durante 30 dias para permitir a expansão higroscópica (KIM *et al.*, 2007).

Cada réplica foi incluída num cilindro de acrílico de dimensões pré-determinadas (20 mm de altura e 25 mm de diâmetro), as quais são compatíveis com a máquina de ciclagem dinâmica (Fig. 4.4 e 4.5).

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

4.4 Grupos experimentais:

De acordo com a proposição do trabalho os espécimes foram divididos nos seguintes grupos experimentais:

- Grupo IEC - coroas estratificadas com I.E de dissilicato de lítio convencional (n = 10).
- Grupo IEM - coroas estratificadas com I.E de dissilicato de lítio modificada (n = 10).
- Grupo MON - coroas cerâmicas monolíticas de dissilicato de lítio (n = 10).

4.5 Características das estruturas:

O grupo IEC, com I.E. convencional, apresentava espessura uniforme de 0,8mm (mínimo recomendável pelo fabricante para a região de molares) em toda a sua extensão (IVOCLAR, 2010b). O grupo IEM, com modificação do desenho, apresentava as mesmas características do grupo IEC, porém com acréscimo da cinta lingual de 2,0 mm de altura que se estendia até as proximais unindo-se aos postes proximais de 3,5 mm de altura. Ambas as espessuras nas áreas da cinta e postes eram de 1,3 mm e nas demais regiões 0,8 mm.

As coroas monolíticas (grupo MON) eram compostas inteiramente por dissilicato de lítio e apresentavam espessura de 1,0 mm no terço cervical das paredes axiais e 1,5 mm nas demais faces (IVOCLAR, 2010b; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011) (Fig. 4.6).

Figura 4.6 - Ilustração esquemática da I.E. convencional, modificada e coroas monolítica. A linha pontilhada representa a porcelana de revestimento que foi aplicada sobre as I.Es.

4.6 Fases laboratoriais:

O processo de confecção das coroas estratificadas e monolíticas foram realizados por um único operador em laboratório de prótese credenciado pela Ivoclar Vivadent, empresa autorizada pela fabricação e comercialização do dissilicato de lítio (Sistema IPS e.max Press - patente número: US 2008/0125303 A1) (SCHWEIGER *et al.*, 2008).

4.6.1 Confecção das I.Es.:

A confecção das I.Es. de dissilicato de lítio (IPS e.max Press - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) segue os mesmos princípios da técnica da cera perdida. As I.Es. foram esculpidas em cera sobre as réplicas de resina composta na forma pré-definida de cada grupo experimental.

A cera foi aplicada de tal forma que envolvia todo o preparo para construir um casquete de espessura uniforme de 0,8 mm. No grupo IEM foi acrescentado, durante a escultura, as alterações no desenho, conforme descrito anteriormente (Fig. 4.7).

Figura 4.7 - I.Es. (a) convencional e (b) modificada enceradas.

Após o enceramento, cada peça foi posicionada na base de injeção com os condutos de alimentação de cera pré-fabricados (*sprues*) com 3mm de diâmetro. Os *sprues* foram posicionados na parte mais volumosa da ceroplastia sem ultrapassar a altura de 16 mm, conforme indica o fabricante (IVOCLAR, 2010b). Sobre a base de injeção foi adaptada o anel de silicone do próprio sistema (IPS Silicone Ring - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) que serviu de molde para o vazamento do revestimento. A I.E. ficava posicionada de tal maneira no interior do anel que mantinha distância de no mínimo 10 mm das paredes do molde de silicone (Fig - 4.8).

Figura 4.8 - (a) Componentes do sistema IPS e.max Press para a inclusão dos padrões de cera no material de revestimento. (b) Padrões de cera presos nos respectivos *sprues* e na base de injeção.

O material de revestimento próprio do sistema (IPS Press Vest 100 g - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) era manipulado com água destilada sob vácuo durante 60 s. O revestimento era vazado no interior do anel de forma lenta e cuidadosa sob leve vibração para evitar a formação de bolhas no interior do revestimento até o material atingir a marcação do molde de silicone. A tampa do anel (IPS Ring Gauge - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) era posicionada com um movimento giratório a fim de extravasar o excesso de revestimento pelo orifício da mesma (Fig 4.9). Após a cristalização do revestimento (60 min), o mesmo era removido do molde de silicone e da base de inclusão. O anel de revestimento era então levado ao forno de fundição (850 °C por 60 min) para a eliminação da cera, sendo posicionado próximo a parede posterior inclinado em aproximadamente 45° com a abertura voltada para baixo (IVOCLAR, 2010b).

Figura 4.9 - (a) Anel de silicone montada na base de injeção pronta para o vazamento do material de revestimento. (b) Conjunto anel de silicone / base de injeção após o vazamento do material de revestimento com a tampa posicionada, note que o excesso de revestimento é extravasado pelo orifício presente na tampa.

Durante o processo de aquecimento do anel de revestimento, a pastilha de dissilicato de lítio selecionada (IPS e.max Press HT B1 - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) era separada e o êmbolo do sistema (IPS Alox plunger - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) era inserido no frasco do IPS e.max Alox Plunger Separator (Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein).

Após o tempo de 60 min a 850 °C o anel de revestimento era removido do forno e a pastilha de dissilicato de lítio e o êmbolo de injeção revestido com o “Separator” (nitreto de boro), ambos em temperatura ambiente, eram posicionados sobre o canal de alimentação do anel ainda quente. Esse processo não poderia ultrapassar 30 s. O conjunto era levado para o forno de injeção (Programat EP 3000 - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein), pré aquecido a 700 °C, que processaria a prensagem/injeção da pastilha. O ciclo de prensagem da pastilha iniciava-se com temperatura em 700 °C e aquecia até 915 °C na velocidade de 60 °C/min, a qual era mantida por 15 min. No interior do forno o êmbolo era comprimido na velocidade de 300 µm/min com intuito de injetar o dissilicato de lítio para o interior do revestimento (Fig 4.10).

Figura 4.10 - (a) Pastilhas de dissilicato de lítio com alta translucidez (HT) na cor B1 utilizada e alta opacidade (HO) para visualização de contraste. No canto direito é possível observar o êmbolo utilizado no processo de injeção. (b) Anel de revestimento no interior do forno durante o processo de eliminação da cera. (c) anel de revestimento posicionado no forno de injeção com a pastilha e o embolo em posição.

Após o término do ciclo de prensagem o anel era removido do forno e deixado sobre a bancada até atingir a temperatura ambiente (25°C, aproximadamente 60 min). O revestimento era removido com auxílio de disco de carborundum (Disco carborundum nº 221 – Dentorium – New York/NY – EUA), jatos de microesferas de vidro (60 psi para a remoção grosseira e 30 psi na finalização), seguido pela limpeza da estrutura em solução de ácido fluorídrico (1%) e ácido sulfúrico (2,5%) do próprio sistema (IPS e.max Press Invex Liquid - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) em cuba ultrassônica por 25 min (Cuba Ultrassônica 3L – Dabi Atlante – Ribeirão Preto/SP) (Fig 4.11).

Figura 4.11 - (a) Anel de revestimento cortado para remoção do êmbolo (lado esquerdo). (b) I.Es. em dissilicato de lítio logo após a remoção do revestimento e jateamento com microesferas de vidro.

Os *sprues* foram cortados com auxílio de discos diamantados finos em baixa rotação com o dissilicato levemente umedecido para evitar sobreaquecimento. O acabamento foi realizado com pontas diamantadas (KG Sorensen – São Paulo/SP) montadas em peça de mão (Fig 4.12).

Figura 4.12 - (a) Vista proximal e (b) oclusal da I.E. de dissilicato de lítio convencional. (c) Vista proximal e (d) oclusal da I.E. de dissilicato de lítio modificada. Notar a presença da cinta lingual e o poste proximal.

4.6.2 Confeção das coroas cerâmicas monolíticas:

O processo de confecção das coroas monolíticas de dissilicato de lítio seguiu os mesmos passos das I.Es.

As coroas monolíticas foram enceradas sobre os respectivos preparos na forma anatômica final com espessura de 1,0 (terço cervical) a 1,5 mm (terço médio e oclusal) nas paredes circundantes e 1,5 mm oclusal. Para padronização da forma do enceramento foi utilizado uma matriz de silicone (ZetaLabor – Zhermack - Badia Polesine/Itália) e gesso (Durone – Dentsply – Catanduva/SP) montada em verticulador (Verticulador – Bio Art Equipamentos Odontológicos LTDA – São Carlos/SP).

Com a finalidade de facilitar a visualização das trincas no interior da estrutura, as coroas monolíticas foram prensadas com pastilha cerâmica de alta translucidez (IPS e.max Press HT B1 - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) (Fig 4.13).

Figura 4.13 - (a) Vista proximal e (b) oclusal das coroas monolíticas de dissilicato de lítio

4.6.3 Aplicação da porcelana de revestimento:

Para a aplicação da porcelana de revestimento foi utilizada porcelana translúcida compatível com o sistema (IPS e.max Ceram Transpa Clear - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) com finalidade de facilitar a visualização das trincas no interior da estrutura. A padronização tanto da anatomia quanto da espessura da porcelana de revestimento foram realizadas com auxílio de verticulador adaptado (Fig 4.14) e espessímetro. A confecção da matriz do verticulador foi realizada através de uma coroa confeccionada especialmente para este fim.

A coroa em questão foi inserida no verticulador adaptado e teve sua superfície oclusal moldada em gesso (Durone – Dentsply – Catanduva/SP) fixado na massa pesada de silicone laboratorial (Zetalabor - Zhermack - Via Bovazecchino/Italia) (Fig 4.14 e 4.15).

O mesmo forno (Programat® EP 3000 – Ivoclar Vivadent – Schaan / Liechtenstein) foi utilizado para a cocção e glazeamento de todas as coroas confeccionadas neste trabalho.

Figura 4.14 - Vista lateral do verticador adaptado para permitir uma melhor padronização das espessuras da porcelana de revestimento dos corpos de prova.

Figura 4.15 - Vista aproximada da I.E convencional instalada no verticador; notar espaço entre I.E. e guia para aplicação da porcelana de revestimento.

A aplicação da porcelana de revestimento sobre as I.Es. ocorreu de acordo com as recomendações do fabricante e com a porcelana indicada (IPS e.max Ceram - Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) (IVOCLAR, 2006). Inicialmente, as peças foram jateadas com óxido de alumínio malha 100 a 2 bar de pressão e subsequentemente limpas com jato de vapor. Os ciclos térmicos para a cocção da porcelana de revestimento estão resumidos na tabela 4.1.

A primeira cocção processada é chamada de *wash*. Para tal, a pasta IPS e.max Ceram Shade (cor SH0) foi misturada com o líquido IPS e.max Ceram Build-Up Liquids até formar uma pasta bem fluida. Esta foi aplicada sobre a I.E. com pincel até formar uma fina camada e levada ao forno pré-aquecido a 403 °C. A cocção do “Wash” iniciava-se com a secagem a 403 °C por 4 min com o forno aberto, seguido pelo aumento da temperatura até 750 °C na velocidade de 50 °C/min, que permaneceria nesta por 1 min sob vácuo. A I.E. era removida do forno e deixada esfriar sobre a bancada, para então ser aplicada a primeira camada da porcelana de

revestimento (IPS e.max Ceram Transpa Clear). Esta era misturada com o líquido IPS e.max Ceram Build-Up Liquids para formar uma massa modelável, a qual seria aplicada segundo o volume padronizado pelo verticulador. A peça então era posicionada no interior do forno aberto para o pré-aquecimento ou secagem de 4 min na temperatura inicial de 403 °C. Decorrido o tempo o forno era fechado e a temperatura elevada a 50 °C/min até 750 °C, sob vácuo. Essa temperatura era mantida por 1 min e o forno aberto, sendo a coroa resfriada sobre a bancada até a temperatura ambiente. Uma segunda camada de porcelana translúcida era aplicada, para melhorar a anatomia e a padronização dos corpos de prova. Seu ciclo térmico seguiu o mesmo processo citado acima. Com a forma anatômica concluída, as superfícies externas eram regularizadas e acabadas com pontas diamantadas (KG Sorensen – São Paulo/SP) e borrachas abrasivas (Renfert GmbH – Hilzingen / Alemanha) (IVOCLAR, 2006).

Após o polimento era aplicada na superfície das coroas pasta de glaze do próprio sistema. O protocolo de glaze iniciou com a aplicação da pasta de glaze, IPS e.max Ceram Glaze, levemente diluídas no líquido IPS e.max Ceram Glaze and Stain Liquids (Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) com pincel. A cocção iniciava-se com a secagem a 403 °C por 6 min, a partir desse ponto o forno era fechado e a temperatura elevada até 725 °C sob taxa de 60 °C/min e então mantida por 1 min sob vácuo. Após esse tempo o forno era aberto e as peças resfriadas até a temperatura ambiente sobre a bancada (IVOCLAR, 2006).

Tabela 4.1 – Ciclo de sinterização cerâmica de cobertura IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) sobre as I.Es de dissilicato de lítio.

	Wash	Porcelana	Glaze
Pré-aquecimento	403 °C	403 °C	403 °C
Tempo de pré-aquecimento	4 min	4 min	6 min
Taxa de aquecimento	50 °C/min	50 °C/min	60 °C/min
Início do vácuo	450 °C	450 °C	450 °C
Desligamento do vácuo	749 °C	749 °C	724 °C
Temperatura final	750 °C	750 °C	725 °C
Tempo de sinterização	1 min	1 min	1 min
Abertura do forno	750 °C	750 °C	750 °C

4.6.4 Glaze das coroas monolíticas:

As coroas monolíticas de dissilicato de lítio foram confeccionadas com a sua forma anatômica final, entretanto, apenas o processo de acabamento e polimento com borrachas abrasivas não era suficiente para proporcionar a polidez e brilho adequado. Para tal, foi aplicado sobre as coroas uma fina camada de pasta de glaze indicada pelo fabricante do sistema IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein). A pasta IPS e.max Ceram Glaze e o líquido IPS e.max Ceram Glaze and Stain Liquids (Ivoclar Vivadent - Schaan/Liechtenstein) foram utilizados para formar uma pasta bem fluida para aplicação com auxílio de pincel. A cocção iniciava-se com a secagem a 403 °C por 6 min, o forno era fechado e aquecido a 770 °C sob a velocidade de 60 °C/min e então mantido por 1 min sob vácuo. O vácuo foi ligado à temperatura de 450 °C e desligado quando o forno atingiu 769 °C. Após esse tempo o forno era aberto e as peças resfriadas até a temperatura ambiente sobre a bancada (IVOCLAR, 2006).

4.7 Cimentação:

Cada coroa foi cimentada sobre a réplica de resina composta que lhe deu origem.

O dissilicato lítio é uma cerâmica ácido sensível e como tal, permite o condicionamento ácido e a adesão através dos procedimentos de silanização. Essa adesão entre o dissilicato e a resina melhora o comportamento mecânico do sistema (DELLA BONA, 2009; HOOSHMAND *et al.*, 2012). Segundo o fabricante o dissilicato de lítio suporta a cimentação convencional, adesiva ou autoadesiva (IVOCLAR, 2010b). Para tal, foi utilizado o cimento resinoso autoadesivo Rely X U200 (3M ESPE – São Paulo/SP).

Sobre as réplicas de resina composta aplicou-se ácido fosfórico 37% por 30 s com objetivo de limpeza e, em sequência, irrigadas em água corrente por 60 s e secas com auxílio de papel absorvente.

Tanto as coroas estratificadas quanto as monolíticas foram inicialmente condicionadas com adido fluorídrico 10% (Condicionador de Porcelana – Dentsply - York/PA, EUA) por 20 s e lavadas em água corrente por mais 40 s (DELLA BONA, 2009). As coroas condicionadas eram imersas na cuba ultrassônica com álcool isopropílico durante 3 min. As coroas foram secas com jatos de ar, aplicado uma camada de silano (Rely X Ceramic Primer – 3M ESPE – São Paulo/SP) e esperado 60 s para evaporação do solvente.

Duas medidas do cimento eram dispensadas sobre a placa de vidro e manipuladas com espátula plástica segundo as instruções do fabricante. Com a espátula nº 1 o cimento foi inserido no interior da coroa e então, a mesma era posicionada no respectivo preparo de resina composta devidamente preparado para cimentação (Fig 4.16). Sobre o conjunto coroa/preparo era aplicada carga estática de 5 Kg durante 10 min. Após 2 min da cimentação os excessos grosseiros eram removidos com ajuda de uma sonda exploradora. Decorrido os 8 min restantes cada face era fotopolimerizada por 60 s e procedia-se a remoção dos restos de cimento com lâmina de bisturi nº 15 (Fig 4.17 e 4.18).

Após a cimentação cada espécime era acondicionado em água deionizada em recipientes individuais por 24 hs a 36 °C (+/- 1 °C) em estufa (Estufa de Secagem 410/1ND – Nova Ética – São Paulo/SP) até o início do teste de resistência à fadiga.

Figura 4.16 - Sequência de cimentação utilizada para as coroas estratificadas e monolíticas. (a) Limpeza com ácido fosfórico 37% réplica do preparo em resina composta. (b) Superfície interna da coroa de dissilicato de lítio antes do condicionamento ácido. (c) Condicionamento com ácido fluorídrico 10%. (d) Aplicação do silano na superfície interna da coroa, notar o aspecto esbranquiçado deixado pelo ácido na superfície interna e o molhamento promovido pelo silano. (e) Cimento disposto em porções iguais na placa de vidro para a manipulação. (f) Inserção do cimento com ajuda de espátula na margem interna da coroa.

Figura 4.17 - Coroa sob o dispositivo de cimentação.

Figura 4.18 - Coroas estratificadas com (a) I.E. Convencional, (b) modificada e (c) coroa monolítica cimentadas em seus respectivos preparos. (b) A linha pontilhada demarca a modificação da I.E. (cinta lingual e poste proximal).

4.8 Ciclagem dinâmica:

O teste de resistência à fadiga foi realizado na máquina de ciclagem dinâmica Eletro-mecânica de Fadiga MSFM (Elquip – São Carlos/SP).

No teste foi utilizado um endentador cerâmico de dissilicato de lítio confeccionado de maneira semelhante às I.Es. e coroas monolíticas, com raio de 3,18 mm (KIM *et al.*, 2007). O endentador foi encerado com auxílio de matriz metálica (Madistem - Bauru/SP). Para cada espécime foram confeccionados 2 endentadores ($n = 60$), sendo um para a crista mesial e outro para a distal. Caso houvesse fratura do endentador durante a ciclagem, o mesmo era substituído por um novo. Optou-se pela utilização da cerâmica à base de dissilicato de lítio devido seu módulo de elasticidade ($[E] = 95 \text{ GPa}$) e padrões de desgaste compatíveis com o esmalte dentário ($[E] = 94 \text{ GPa}$) (GUESS *et al.*, 2011; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; CARVALHO *et al.*, 2014) (Fig 4.19).

Figura 4.19 - (a) Imagem da matriz metálica utilizada para enceramento dos endentadores. O cilindro (esquerda) apresenta 10 mm de altura e 24 mm de diâmetro, sendo que o orifício interno apresenta 10 mm de diâmetro, a segunda parte do dispositivo (direita) apresenta 3 mm de espessura e 9,5 mm de diâmetro. (b) Para a confecção dos endentadores uma porção de cera era vertida no interior do orifício do cilindro. (c) a segunda parte do dispositivo era posicionada no interior do orifício e (d) mais uma porção de cera era colocada sobre ele, os excessos eram removidos com uma lâmina de bisturi aquecida. (e) Endentador encerado e o parafuso a qual será fixado. (f) Endentador cimentado no parafuso de encaixa da máquina de ciclagem dinâmica.

A máquina de ciclagem dinâmica foi regulada com amplitude de carga variando de 30 a 300 N e 2 Hz de frequência, compatíveis com os níveis de cargas fisiológicas praticadas nos dentes posteriores na região de molares (100 a 320 N) (LUNDGREN e LAURELL, 1986). Durante o teste os corpos de prova

permaneceram imersos em água deionizada ($37\text{ }^{\circ}\text{C} / \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$) para simular a umidade bucal. A cada 125 mil ciclos a máquina era desligada e os espécimes e seus respectivos endentadores eram inspecionados por um único operador com auxílio do estereomicroscópio (Estereomicroscópio Leica Zeiss MZE – São Paulo/SP) e iluminação externa sob controle do mesmo a procura de danos (trincas, fratura coesiva da porcelana de revestimento ou fraturas catastróficas). Todos os dados obtidos eram anotados em uma ficha individual para cada espécime (Anexo A). Inicialmente a ciclagem era realizada na crista marginal mesial até a sua fratura e somente depois era realizada na crista distal até a fratura da mesma (Fig 4.20). Caso a extensão da fratura da crista mesial compromettesse mais de 50% do volume da coroa a crista distal não era ciclada.

Figura 4.20 – Espécime posicionado na máquina de ciclagem dinâmica com o endentador na crista marginal mesial (a) e distal (b).

4.9 Análise dos danos e fractografia

As fraturas foram analisadas em estereomicroscópio (Estereomicroscópio Leica Zeiss MZE – São Paulo/SP) com iluminação externa sob controle do examinador e classificadas em relação ao seu modo de falha como (Anexo B):

- **Coroas estratificadas com I.E. convencional (IEC):**
 - Coesiva da porcelana de revestimento.
 - Coesiva com exposição da I.E.
 - Catastrófica (fratura da porcelana de revestimento e da I.E. com exposição do preparo).
-

- **Coroas estratificadas com I.E. modificada (IEM):**
 - Coesiva da porcelana de revestimento.
 - Coesiva com exposição da I.E.
 - Coesiva com fratura das estruturas de suporte (poste proximal e/ou cinta lingual).
 - Coesiva com exposição da I.E. e fratura das estruturas de suporte.
 - Catastrófica (fratura da porcelana de revestimento e I.E. com exposição do preparo).
- **Coroas monolíticas (MON):**
 - Coesiva na cerâmica
 - Catastrófica (exposição do cimento e/ou preparo).
- **Endentadores:**
 - Coesiva

Os espécimes mais representativos de cada grupo, bem como seus endentadores, foram selecionados para realização de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise fractográfica para caracterização e determinação da origem das fraturas segundo a metodologia descrita por QUINN (2007). Para tal, os espécimes foram seccionados de sua base acrílica com auxílio de disco diamantado (IsoMet Wafering Blades 15LC series, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) em máquina de corte (Isomet Low Speed Saw; Buehler Ltd., Lake Bluff / IL - USA), limpos em solução de álcool etílico hidratado 70 °INPM em cuba ultrassônica por 10 min e fixados em stubs metálicos (Madistem - Bauru/SP).

4.10 Análise estatística

Cada espécime recebeu carregamento cíclico inicialmente na crista mesial até a fratura e posteriormente na crista distal, caso não houvesse comprometimento de mais de 50% da dimensão da coroa. Com o objetivo de verificar se houve alguma diferença no número de ciclos necessários para a fratura entre as cristas marginais

foi realizado o teste T pareado com nível de significância de 5% ($p < 0,05$) (Prism 6, GraphPad Software, La Jolla, CA EUA) em cada grupo individualmente.

As falhas encontradas nas coroas foram registradas em função dos ciclos, sendo que a cada 125.000 ciclos era realizada uma inspeção de danos e na ausência de falhas, ciclavam-se as coroas por mais 125.000 ciclos e assim sucessivamente até a fratura. O número de ciclos para fratura foi registrado para determinar a probabilidade de sobrevida (confiabilidade) por meio da distribuição de Weibull a 2 parâmetros (Synthesis 9, Weibull ++; Reliasoft, Tucson, AZ, EUA). Para visualização da distribuição de falha dos espécimes ao longo dos ciclos, plotou-se um gráfico de Probabilidade Weibull.

Adicionalmente, um “contour plot” com a informação do módulo de Weibull (m) e número de ciclos necessários para a falha (Eta, reportado em ciclos onde 62,3% dos espécimes falhariam, com intervalo de confiança de 90%) foi apresentado para avaliação da diferença entre os grupos. O “contour plot” é um gráfico onde a interação do módulo de Weibull em função da resistência característica (Eta) é apresentada para avaliação de diferenças estatísticas entre os grupos. Desta forma, a ausência de sobreposição indica que os grupos pertencem a populações diferentes e portanto há diferença estatística para o intervalo de confiança determinado (90% bilateral) (NELSON, 2004; ABERNETHY, 2006).

A partir da informação de sobrevida ou falha coletada durante a ciclagem (a cada 125.000 ciclos), calculou-se a probabilidade de sobrevida de cada grupo em 1, 2 e 3 milhões de ciclos (Quick Calculation Pad, Synthesis 9, Weibull ++ Reliasoft, Tucson, AZ, EUA). Estes intervalos foram selecionados com base nos resultados e a partir da visualização do gráfico de probabilidade de sobrevida em função de ciclos que revelou este intervalo ser relevante em virtude da distribuição das falhas encontradas. Assim, para verificar a presença de diferença estatística entre os grupos, calculou-se a probabilidade de sobrevida para cada grupo nos intervalos de 1, 2 e 3 milhões de ciclos e observou-se a presença ou ausência de sobreposição entre os limites superior e inferior dos intervalos de confiança (bilateral de 90%).

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Efeito do local de aplicação da carga (crista mesial e distal)

Conforme descrito na metodologia foi utilizado o teste T pareado para comparação entre as cristas marginais mesiais e distais intragrupos, contudo o grupo das coroas estratificadas com I.E. modificada não passou pelo teste de normalidade. Para tal, foi utilizado o teste de Wilcoxon, similar não paramétrico do teste T utilizado.

De acordo com o resultado do teste T pareado e Wilcoxon (Tabela 5.1), as cristas marginais mesiais, que receberam a primeira ciclo de carga dinâmica, não apresentaram resultados com diferença estatística significativa ($p > 0,05$) quando comparadas com as cristas que receberam o segundo carregamento (distais). Portanto, como as cristas marginais apresentavam anatomias semelhantes e comportamento estatisticamente similares, a quantidade de 20 espécimes pode ser estabelecida para cada grupo, exceto para o grupo das coroas com I.E convencional, no qual 1 espécime apresentou a fratura da crista mesial além da metade da coroa no sentido mésio-distal, inviabilizando a ciclagem da crista distal subsequente, conforme os critérios estabelecidos na metodologia do estudo.

Tabela 5.1 - Testes T pareado (intervalo de confiança de 95%) para os grupos IEC (coroas estratificadas com I.E. convencional) e MON (coroas monolíticas) e teste de Wilcoxon para o grupo IEM (coroas estratificadas com I.E. modificada).

IEC – Teste T pareado (intervalo de confiança de 95%)				
Localização da carga	N	Média	Desvio padrão	
Mesial	9	500000.000	631219.059	
Distal	9	583333.333	707106.781	
Diferença	9	-83333.333	104166.667	
t = -0.800 com 8 graus de liberdade. (p = 0.447)				
Teste de normalidade: passou (P= 0.195)				
Teste de performance de poder com alpha = 0,050: 0,050				
IEM – Teste de Wilcoxon (intervalo de confiança de 95%)				
Localização da carga	N	Mediana	25%	75%
Mesial	10	250000.000	125000.000	625000.000
Distal	10	375000.000	375000.000	1375000.000
p(est.)= 0.256 p(exato) = 0.275				
Teste de normalidade: falhou (P= 0.583)				
Z-Statistic (based on positive ranks) = 1.188				
MON – Teste T pareado (intervalo de confiança de 95%)				
Localização da carga	N	Média	Desvio padrão	
Mesial	10	1375000.000	1076903.999	
Distal	10	1075000.000	1032795.559	
Diferença	10	300000.000	1604247.833	
t = 0.591 com 9 graus de liberdade. (p = 0.596)				
Teste de normalidade: passou (P= 0.583)				
Teste de performance de poder com alpha = 0,050: 0,050				

5.2 Vida útil a fadiga: probabilidade de sobrevida

Em termos numéricos metade das cristas marginais das coroas MON ultrapassou a marca de 1 milhão de ciclos e 5 destas ultrapassaram 2 milhões de ciclos. As coroas IEC e IEM apresentaram grande parte das fraturas abaixo de 1 milhão de ciclos (16 no grupo IEC e 17 no grupo IEM), com exceção de 6 cristas (3 de cada grupo) que ultrapassaram 1 milhão de ciclos, dentre as quais 3 foram acima de 2 milhões (2 IEC e 1 IEM) (Anexo B).

Com objetivo de avaliar a distribuição das falhas ao longo dos ciclos a serem interpretadas pela distribuição Weibull, a probabilidade de falha vs. número de ciclos necessários para que a falha ocorresse está representada no gráfico 5.1. Todos os espécimes apresentaram aumento da tendência de falha diretamente proporcional ao número de ciclos decorridos. A análise das linhas de probabilidade de falha mostraram paralelismo entre os grupos, o que permite inferir que eles seguem tendências análogas de progressão de falha. Todavia, as coroas de dissilicato estratificadas, com e sem modificação de I.E. apresentaram falhas, em sua maioria, concentradas abaixo de 1 milhão de ciclos, salvo alguns espécimes que apresentaram tendência de falha acima deste ponto (3 no grupo IEC e 3 no grupo IEM). Embora discreta, as coroas monolíticas apresentaram tendência de falha localizada mais próxima ao limite superior dos ciclos indicando possível diferença de probabilidade de sobrevida que será discriminada a seguir a partir do cálculo entre os intervalos de 1, 2 e 3 milhões de ciclos.

Gráfico 5.1 – Probabilidade de falha vs. número de ciclos (Weibull 2 parâmetros – 90% de intervalo de confiança), mostrando a probabilidade de falha das coroas estratificadas com porcelana com I.E. de dissilicato de lítio sem e com modificação de desenho e coroas monolíticas ao longo dos ciclos. É possível notar a dispersão dos dados e a sobreposição dos limites superior e inferior dos intervalos de confiança.

A tabela 5.2 indica a probabilidade de sobrevida nos tempos de 1, 2 e 3 milhões de ciclos. Detectou-se que nos tempos de 1 e 2 milhões de ciclos as coroas MON apresentaram probabilidade de sobrevida estatisticamente superior às coroas IEM, porém similar às IEC. Apenas com 3 milhões de ciclos verificou-se diferença estatisticamente superior para as coroas monolíticas em relação as estratificadas com porcelana (IEC e IEM). As coroas IEC e IEM apresentaram-se estatisticamente semelhantes em todos os tempos.

Numa análise intragrupos ficou clara a tendência de queda da sobrevivência com o aumento do número de ciclos. Contudo, não foi identificada diferença estatística entre 1 e 2 milhões, somente entre 2 e 3 milhões para os grupos IEC e IEM (tabela 5.2).

Tabela 5.2 – Probabilidade de sobrevida (90% de intervalo de confiança) dos 3 grupos ao longo dos ciclos. Letras iguais indicam ausência de diferença estatística significativa entre os grupos nos determinados número de ciclos.

Probabilidade de Sobrevida %						
Ciclos	IEC	Probabilidade (%)	IEM	Probabilidade (%)	MON	Probabilidade (%)
1.000.000	Superior	33	Superior	29	Superior	61
	Média	20 ^{ab}	Média	17 ^b	Média	47 ^a
	Inferior	9	Inferior	7	Inferior	31
2.000.000	Superior	11	Superior	8	Superior	32
	Média	4 ^{ab}	Média	2 ^b	Média	19 ^a
	Inferior	0,6	Inferior	0,2	Inferior	9
3.000.000	Superior	0	Superior	0	Superior	17
	Média	0 ^c	Média	0 ^c	Média	7 ^a
	Inferior	0	Inferior	0	Inferior	2

O gráfico 5.2 representa a distribuição dos valores apresentados na tabela 5.2 (probabilidade de sobrevida vs. número de ciclos) e evidencia a distribuição e tendência das falhas ao longo dos ciclos com a queda da sobrevida das coroas. No primeiro momento, há tendência de falha muito similar entre os 3 grupos, contudo a medida que o número de ciclos avança em direção a 1 milhão há maior concentração das falhas com poucos ultrapassando a linha de 1 milhão nos grupos estratificados (3 tanto no grupo IEC quanto no IEM) e no grupo MON, metade ultrapassou a linha de 1 milhão. A interposição, quase que completa das linhas de sobrevida das coroas dos grupos IEC e IEM evidencia o comportamento estatístico similar destes grupos frente as falhas, corroborando que a modificação da I.E não trouxe benefícios para a resistência à fadiga das coroas e para a limitação de danos nas condições empregadas. Diferente das coroas estratificadas, a linha de sobrevivência das coroas do grupo MON se distanciou progressivamente apresentando maior propensão de sobrevivência frente as coroas IEC e IEM ao longo da ciclagem dinâmica, as quais foram evidenciadas pela diferenciação estatística encontrada especialmente acima de 3 milhões (tabela 5.2). Todavia, a dispersão das falhas impediu maior distinção dos resultados estatísticos.

Gráfico 5.2 - Probabilidade de sobrevivida vs. número de ciclos (Weibull 2 parâmetros – 90% de intervalo de confiança), mostrando a distribuição dos espécimes de cada grupo ao longo dos ciclos. As linhas tracejadas verticais indicam os tempos de ciclagem de 1, 2 e 3 milhões, da esquerda para a direita, respectivamente.

O gráfico 5.3 de “contour plot” com intervalo de confiança de 90% mostra o módulo de Weibull e a dispersão geral das falhas ao longo dos ciclos. Os valores do módulo de Weibull e o número de ciclos no qual 62,3% dos espécimes apresentaram falhas estão listados na tabela 5.3. Conforme mostra os contornos do gráfico, há sobreposição entre as coroas estratificadas e também entre as coroas MON, o que indica ausência de diferença estatística entre tais parâmetros. O maior número de ciclos para que a falha ocorresse no grupo MON é representado pelo deslocamento do seu contorno para a direita, o que não evitou a presença de sobreposição entre os contornos evidenciando ausência de diferença estatística entre todos os grupos na avaliação global a que este tipo de gráfico se propõe, (tabela e gráfico 5.2).

Gráfico 5.3 – “Countour plot” (90% de intervalo de confiança), mostrando o módulo de Weibull (m) vs. número de ciclos. A presença de interposição entre os contornos indica ausência de diferença estatística significativa entre os grupos. Note o posicionamento mais para a direita do grupo MON que evidencia maior vida útil a fadiga que os outros grupos, embora sem diferença estatística.

Tabela 5.3 – Valores do módulo de Weibull e número de ciclos na condição onde 62,3% dos espécimes apresentaram falhas.

Grupos	Módulo Weibull (m)	Ciclos (n)
IEC	1,02	626.585
IEM	1,15	603.355
MON	1,12	1.276.907

5.3 Características e modo de falha

A análise em estereomicroscópio durante os ciclos revelou a presença de trincas originando-se nas proximidades da área de contato com o endentador, que evoluíam com a ciclagem dinâmica. As trincas apresentavam a tendência de propagação em direção vestibulo lingual e cervical a partir da origem da fratura (fig. 5.1). Os tipos de falha encontrados em cada grupo são descritos na tabela 5.4.

Figura 5.1 - Evolução dos danos em uma coroa do grupo IEM com carga aplicada na crista marginal mesial desde o ponto inicial (0 ciclos), passando pelos intervalos onde os danos foram mais representativos até a fratura (1.750.000 ciclos). A medida que ocorre a progressão da ciclagem dinâmica ocorre a evolução da trinca observada sob o ponto de endentação.

Tabela 5.4 – Tipos de falhas encontradas em cada grupo

IEC	
Tipo de falha	Quantidade
Coesiva da porcelana de revestimento	17
Coesiva com exposição da IE	1
Catastrófica	1
IEM	
Tipo de falha	Quantidade
Coesiva da porcelana de revestimento	5
Coesiva com exposição da IE	1
Falha da estrutura de suporte (cinta e/ou poste)	8
Coesiva com exposição da IE e falha do suporte	6
Catastrófica	0
MON	
Tipo de falha	Quantidade
Coesiva na cerâmica	20
Catastrófica	0

Grande parte das coroas IEC apresentou fraturas restritas a porcelana de revestimento abrangendo a região proximal e uma porção da face vestibular ou lingual, portanto foram classificadas como coesivas na porcelana de revestimento (fig 5.2). Entretanto, ocorreu uma fratura com pequena exposição da infraestrutura e outra com fratura catastrófica, abrangendo a infraestrutura com exposição do preparo dental. Nesta, a fratura comprometeu mais de 50% da superfície coronária inviabilizando a ciclagem da crista oposta (tabela 5.4). A análise fractográfica em MEV determinou a superfície de contato do endentador como a origem das falhas (fig 5.3).

Figura 5.2 - Vista oclusal e proximal da evolução do dano em uma coroa do grupo IEC. (a) e (b) antes do início da ciclagem dinâmica; (c) e (d) espécime com 250.000 ciclos e presença de trinca tipo cone interno (setas) abrangendo uma porção da face proximal e da cúspide méso vestibular; (e) e (f) fratura em 500.000 ciclos estendendo-se a toda a face proximal e parte da superfície vestibular. A extensão da fratura (ponteira) levou a falha coesiva da porcelana estratificada.

Figura 5.3 - Micrografias feitas em estereomicroscópio de luz polarizada (imagem central) e em MEV (imagens periféricas) mostrando a montagem e interpretação fractográfica qualitativa de fratura coesiva na porcelana de revestimento em uma coroa do grupo IEC. A fratura iniciou-se no ponto de endentação (ED) (a – vista oclusal, b – vista proximal) propagando-se em direção vestibular, lingual e cervical, indicadas pelas setas tracejadas (b). O contato com o endentador (ED) provocou a formação e coalescência de diversas micro-trincas ocasionando no fenômeno conhecido como deformação de quasiplasticidade. Setas na imagem central indicam o trajeto da linha de fratura, quadrados pontilhados indicam as áreas de magnificação das imagens periféricas (MEV) e as setas pontilhadas indicam a direção e sentido da linha de fratura. A MEV indicou a presença de arrest lines (AL) (i) as quais são linhas parabólicas que apresentam-se perpendicular a propagação da fratura com o lado côncavo apontado para a origem da fratura, resultantes da propagação intermitente da trinca causada pelo carregamento cíclico; hackles (H) (d, f) (traços paralelos à linha de propagação que orientam a direção da propagação; wake-hackles (WK) (e, f, g, h, i) que são hackles associados à porosidades, onde o seu rastro ou cauda aponta para o sentido da propagação; twist-hackles (TH) (c) que surgem quando o eixo de tensão principal da fratura sofre uma rotação lateral frente a propagação da trinca formando uma série de feixes ramificados, paralelos e não coplanares. A seta pontilhada em (c) indica a mudança de sentido da fratura após o eixo sofrer rotação.

As coroas do grupo IEM apresentaram comportamento de falha similar às IEC. Ao contrário do que era esperado as estruturas de suporte (cinta lingual e postes proximais) não foram capazes de impedir ou mesmo restringir as fraturas nas cristas marginais, visto que a falha mais comum foi a coesiva na porcelana de revestimento associada com a fratura da cinta e/ou poste proximal (tabela 5.4) (fig 5.4).

Uma análise realizada em caráter ilustrativo e por isso não incluída em materiais e métodos, foi a média do perímetro das fraturas. Apesar do conhecimento de que esta não transpõe o volume real da porção fraturada, serve pelo menos para fornecer uma ideia da extensão bidimensional da fratura. A análise da média dos perímetros das fraturas identificou valores de 26,22 mm² para as IEM e 23,50 mm² para IEC. A análise fractográfica em MEV identificou a superfície de contato com o endentador como origem dos danos (Fig 5.5).

Figura 5.4 - Vista oclusal e proximal da evolução do dano em uma coroa IEM; (a) e (b) antes do início da ciclagem dinâmica. Linha pontilhada demarca a cinta lingual e poste proximal; (c) e (d) espécime com 1.125.000 ciclos e presença de trinca (setas) se estendendo em direção a vestibular e lingual. A ponteira indica o dano causado pelo contato com o endentador; (e) e (f) fratura coesiva na porcelana de revestimento em 1.750.000 ciclos estendendo-se em toda a face proximal e parte da superfície vestibular e lingual com parte do fragmento vestibular aderido a coroa (seta) e fratura da cinta lingual e uma pequena porção do poste proximal (ponteira).

Figura 5.5 - Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada (imagem central) e em MEV (imagens periféricas) mostrando a fratura coesiva na porcelana de revestimento em uma coroa IEM. A fratura iniciou-se no ponto de contato com o endentador propagando-se na face proximal em direção a vestibular e lingual com fratura de parte do poste proximal. Setas na imagem central indicam o trajeto da linha de fratura, quadrados pontilhados indicam as áreas de magnificação das imagens periféricas (MEV) e as setas pontilhadas indicam a direção e sentido da linha de fratura. A MEV indicou a presença de arrest lines (AL) (a, c, d, i), hackles (H) (a, f, g, h, i), wake-hackles (WK) (a, c, e, g, h, i), twist-hackles (TH) (d). A seta pontilhada em (d) associada a twist-hackle indica a mudança de sentido da fratura após o eixo sofrer rotação. A presença da I.E. exposta (X) pode ser observada nas imagens (d, f, g, h), nas quais em (f e g) correspondem a fratura do postes proximal.

Todas as fraturas encontradas nas coroas MON foram coesivas na cerâmica sem exposição do preparo dental ou linha de cimento. O perímetro das fraturas foi de 16,92 mm², abaixo do perímetro das coroas estratificadas. A análise durante a ciclagem dinâmica em estereomicroscópio revelou similaridade no padrão de origem e direção de propagação de fratura entre os 3 grupos. O endentador provocou o mesmo padrão de desgaste e deformação de quasiplasticidade na superfície de contato com a coroa e sob esta havia o surgimento de trincas propagando-se no sentido vestibular e lingual até originar um único fragmento que se restringia, em sua maioria, apenas a área proximal (fig. 5.6). A análise da superfície de fratura em MEV revelou uma superfície rugosa e sem bolhas internas nas magnificações avaliadas, diferente das superfícies que apresentaram falhas como bolhas nas porcelanas de revestimento das coroas IEC e IEM. Evidências fractográficas do tipo hackles e arrest lines identificaram a superfície de endentação como origem das falhas (fig 5.7).

Figura 5.6 - Vista oclusal e proximal da evolução do dano até a fratura em uma coroa MON; (a) antes do início da ciclagem dinâmica. O quadrado indica a crista marginal que sofreu endentação; (b) espécime com 250.000 ciclos e (c) com 1.625.000 ciclos com presença de desgaste e aumento da rugosidade no local e contato com o endentador (ponteira) associada com uma trinca (seta) propagando-se em direção vestibular e lingual; (d), (e) e (f) fratura em 2.125.000 ciclos estendendo-se a toda a face proximal e pequena parte da superfície lingual. A linha de fratura iniciou-se na área de endentação (ponteira) e propagou-se até a região cervical sem exposição do preparo.

Figura 5.7 - Micrografia feita em estereomicroscópio de luz polarizada (a) e em MEV (b, c, d, e, f) mostrando a fratura coesiva na coroa MON. A fratura iniciou-se no ponto de contato oclusal propagando-se na direção vestibular e lingual, com permanência de parte da crista marginal aderida. Setas na imagem (a) indicam o trajeto da linha de fratura, quadrados pontilhados indicam as áreas de magnificação das imagens em MEV e as setas pontilhadas indicam a direção e sentido da linha de fratura. Uma pequena parte da linha de fratura ficou encoberta pela crista marginal, mas é possível notar na imagem (b) traços fractográficos emergindo imediatamente após o fragmento indicam trinca originando-se sob o local de contato com o endentador. A MEV indicou a presença de arrest lines (AL) (f, g), hackles (H) (c, d, e, f) impressas na superfície de fratura.

O presente estudo utilizou endentadores de dissilicato de lítio por apresentarem módulo de elasticidade similar ao esmalte dentário. Seu contato com as coroas provocaram padrões de desgastes tanto na coroas quanto em sua superfície, fato observado logo nos primeiros ciclos. Em alguns endentadores, pode-se observar a presença de trincas superficiais durante a ciclagem dinâmica, porém não foi observado qualquer tipo de fratura. A observação em MEV revelou que, quando o contato ocorria na porcelana o endentador apresentava leve desgaste superficial, restrito principalmente a camada de glaze e a porcelana apresentava danos de superfície mais profundos com deformação de quasia plasticidade, desgaste e fragmentação (fig 5.8). Quando o contato ocorria nas coroas MON o desgaste era similar entre as duas peças, por se tratar do mesmo tipo de material. Observações em MEV revelaram padrões de desgaste mais profundos nos endentadores e superficiais nas coroas MON quando comparados as respectivas superfícies nas coroas estratificadas (fig. 5.9).

Endentador utilizado em coroa do grupo IEC

Coroa do grupo IEC

Figura 5.8 - Micrografia feita em MEV mostrando os danos superficiais causados no endentador (a, b) e na crista marginal de uma coroa estratificada com I.E. convencional (c, d). (a) O contato com o endentador provocou desgaste superficial restrito apenas a área de contato (ponteiras). A magnificação da região mostra (b) um desnível (ponteira) entre o local que sofreu contato e a superfície periférica livre. A superfície da porcelana de revestimento (c, d) contatada apresentou desgaste (ponteira) mais severo que a sofrida pelo endentador, com características de quasiplasticidade.

Endentador utilizado em coroa do grupo MON

Coroa do grupo MON

Figura 5.9 - Micrografia realizada no MEV mostrando os danos superficiais causados pelo contato entre o endentador (a, b) e a coroa MON (c, d). (a) O contato com o endentador provocou desgaste superficial (ponteira) restrito apenas a área de contato. A magnificação da região (b) mostra desgaste com aumento da rugosidade em relação as zonas periféricas. A crista marginal da coroa MON (c, d) apresentou característica de quasisplasticidade similar a do endentador (ponteiras).

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A evolução dos sistemas cerâmicos permitiu o surgimento de cerâmicas mais resistentes e com propriedades ópticas que favorecem a estética dental (GUESS *et al.*, 2011). Adicionalmente, a possibilidade da construção de coroas monolíticas trouxe novos panoramas para as restaurações totalmente cerâmicas, pois eliminou a necessidade do uso da porcelana de revestimento que pode ser considerada um dos principais elos fraco das coroas estratificadas (GUESS *et al.*, 2011; FARDIN *et al.*, 2014).

O presente estudo teve como objetivo avaliar a confiabilidade e o modo de falha das coroas de dissilicato de lítio monolítica e estratificadas com desenho convencional e modificado da I.E. quando submetidas ao ensaio de fadiga por intermédio da ciclagem dinâmica nas cristas marginais. Os resultados permitiram rejeitar a primeira hipótese, uma vez que a modificação do desenho da I.E. não melhorou a probabilidade de sobrevida das coroas. A segunda hipótese que postulava que a utilização das coroas monolíticas melhorariam este mesmo parâmetro foi parcialmente aceita, visto que houve melhora significativa nos padrões de sobrevida desse grupo a partir de 1 milhão de ciclos frente as coroas estratificadas com I.E. modificada e a partir de 3 milhões frente as coroas com I.E. convencional.

Como observado e relatado na literatura por estudos laboratoriais (GUESS *et al.*, 2010; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; ANUSAVICE, JADAAN e ESQUIVEL-UPSHAW, 2013; ZHAO *et al.*, 2014) e clínicos (ETMAN e WOOLFORD, 2010; FASBINDER *et al.*, 2010; REICH *et al.*, 2010; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; GUESS, SELZ, *et al.*, 2013; REICH e SCHIERZ, 2013), a adoção das coroas monolíticas trouxe benefícios de performance ao sistema totalmente cerâmico de dissilicato de lítio, o que pode ser explicado por suas propriedades mecânicas superiores quando comparadas à porcelana de revestimento utilizada nas coroas estratificadas do próprio sistema, que apresentam apenas 22,5% da resistência flexural do dissilicato de lítio (GUESS *et al.*, 2011; ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014). A estruturação microscópica e os

componentes presentes no material são os principais responsáveis por esse ganho de resistência e confiabilidade relatada (GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; GUESS *et al.*, 2011; REKOW *et al.*, 2011; FARDIN *et al.*, 2014). Enquanto que a porcelana de revestimento é composta basicamente por cerâmica feldspática extremamente pobre em fase cristalina, sendo mais vulnerável a propagação de trincas sob condições subcríticas (fadiga) (WISKOTT, NICHOLLS e BELSER, 1995; DENRY e HOLLOWAY, 2010; ZHANG, SAILER e LAWN, 2013; ZHAO *et al.*, 2014), as cerâmicas à base de dissilicato de lítio apresentam em sua composição 65% de cristais dispersos em 34% de matriz vítrea (GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; GUESS *et al.*, 2011). Todavia os cristais apresentam forma alongada (5 μm de comprimento e 0,8 μm de diâmetro) que se entrelaçam no interior da matriz, dificultando a propagação das trincas entre os planos no interior da matriz vítrea, o que exige maior número de deflexões para ocorrência da fratura (ALBAKRY, GUAZZATO e SWAIN, 2004; GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; APEL *et al.*, 2008; DENRY e HOLLOWAY, 2010; GUESS *et al.*, 2011; ANUSAVICE, JADAAN e ESQUIVEL-UPSHAW, 2013). Além disso, os cristais criam uma zona de tensão compressiva ao seu redor que funciona como zona adicional de deflexão para as trincas que, por sua vez, dificulta ainda mais a sua propagação (ALBAKRY, GUAZZATO e SWAIN, 2004; GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; APEL *et al.*, 2008; DENRY e HOLLOWAY, 2010; GUESS *et al.*, 2011).

A presença de uma fase cristalina nas cerâmicas à base de dissilicato de lítio se refletiu nas micrografias, pois as superfícies fraturadas dificultaram a análise fractográfica, porém não impediu a identificação de traços como *hackles* e *arrest lines* que identificaram a superfície de contato com endentador como origem das falhas. Essas mesmas características também foram relatadas em outros estudos onde foram realizadas análises fractográficas provenientes de fontes laboratoriais e clínicas (ETMAN e WOOLFORD, 2010; ZHAO *et al.*, 2012; OILO *et al.*, 2014; QUINN, GIUSEPPETTI e HOFFMAN, 2014; ZHAO *et al.*, 2014).

As coroas estratificadas apresentaram a maior parte das suas fraturas restritas à porcelana de revestimento, contudo em poucos casos houve a exposição da I.E. (1 no grupo IEC e 7 no grupo IEM). Em todos os casos a origem das fraturas foi a superfície de contato com o endentador, com a trinca propagando-se na porcelana de revestimento sem atingir, em sua maioria, a interface com a I.E., o que

corresponde com os relatos na literatura (ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014). Mesmo quando a falha apresentava-se próxima a interface havia a presença de uma fina camada de porcelana aderida à I.E. de dissilicato de lítio. Segundo DUNDAR *et al.* (2007) a fratura coesiva da porcelana de revestimento pode corresponder a aproximadamente 90% das falhas desse tipo de sistema. Um estudo laboratorial demonstrou que a resistência interfacial ao cisalhamento entre a porcelana e o dissilicato de lítio é a maior entre os sistemas totalmente cerâmicos, sendo de aproximadamente 27 Mpa; valores de 22 e 18 Mpa foram observados para a para a zircônia e alumina infiltrada por vidro, respectivamente. Ainda observou que as falhas decorrentes ocorriam mais distantes da interface nas amostras de dissilicato de lítio do que nos outros grupos, nos quais as falhas eram na interface ou extremamente próximas a ela. Esse fato levou a crer que a resistência adesiva desses dois materiais pode ser considerada similares ou até mais forte do que a resistência coesiva da porcelana aplicada sobre ele (VIDOTTI, 2011), resultado também observado por ANUNMANA, ANUSAVICE e MECHOLSKY (2010) onde não identificaram diferença na resistência da união interfacial entre a porcelana aplicada sobre o dissilicato de lítio e a resistência coesiva da própria porcelana feldspática.

A integração das fases vítreas do dissilicato de lítio e da porcelana de revestimento durante a sinterização faz esse material bilaminado se comportar de forma mais homogênea (ZHAO *et al.*, 2014). Ademais, há uma pequena diferença entre os módulos de elasticidade do dissilicato de lítio e da porcelana de revestimento, enquanto que na zircônia, por exemplo, essa diferença chega a ser de até 4 vezes (GUESS *et al.*, 2011; ZHAO *et al.*, 2014). Essa grande discrepância pode aumentar os campos de estresse residual no interior da porcelana de revestimento e predispor às falhas (LENZ, THIES e SCHWEIZERHOF, 2002; FISCHER *et al.*, 2007; FISCHER *et al.*, 2009). As falhas na interface geralmente estão relacionadas a algum defeito na interface, contaminação durante o processo de aplicação da porcelana, presença de bolhas e porosidades (GUESS *et al.*, 2010; WU, NAKAGAWA e TERAOKA, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014). Contudo, no presente estudo não foi possível identificar nenhum fator causal específico na exposição da I.E devido ao baixo número de amostras com essa característica.

As I.Es. foram desenvolvidas para reduzir estresses oclusais sobre as porcelanas, pois estas são frágeis e pouco resistentes às forças de tração, embora apresentem elevada resistência à compressão (STRAUSSBERG, KATZ e KUWATA, 1966; MILLER, 1977; MCLEAN, 1983a; NAYLOR, 1992; LAWN, DENG e THOMPSON, 2001; ANUSAVICE, 2005; KIM *et al.*, 2007; REKOW e THOMPSON, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007). A I.E., por apresentar maior rigidez, tem como papel principal prover suporte para a porcelana de revestimento. Desta maneira, em restaurações bilaminadas, toda a carga incidida sobre a porcelana de revestimento é transmitida para a I.E., formando campos de estresse compressivos no local de aplicação da carga e de tração na superfície de cimentação logo abaixo do ponto de aplicação da carga, como são demonstrados por análises de elemento finito (PROOS *et al.*, 2002; DE JAGER, PALLAV e FEILZER, 2005; DITTMER *et al.*, 2011; ANUSAVICE, JADAAN e ESQUIVEL-UPSHAW, 2013; LEKESIZ, 2014). Sendo assim, o tipo de estresse mais danoso é suportado pelo material com melhores propriedades mecânicas (LORENZONI *et al.*, 2012; FARDIN *et al.*, 2014).

É indubitável o benefício estético proveniente das porcelanas de revestimento, entretanto, suas pobres propriedades mecânicas em relação a I.E. podem chegar a comprometer a resistência do sistema em sua totalidade (DUNDAR *et al.*, 2007; FARDIN *et al.*, 2014). Trincas podem originar-se tanto da superfície de contato oclusal quanto da interface com a I.E., sem causar dano à mesma (ABOUSHLIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; ZHAO *et al.*, 2012). Diversos trabalhos relataram esse tipo de falha com variação de 2 a 30% entre 3 e 5 anos para as coroas de zircônia (ORTORP, KIHIL e CARLSSON, 2009; AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010; ORTORP, KIHIL e CARLSSON, 2012; GHERLONE *et al.*, 2014); para as coroas estratificadas de dissilicato de lítio são encontrados percentuais de 0% em 2 anos (TASKONAK e SERTGOZ, 2006), 3,3% em 3 anos (ETMAN e WOOLFORD, 2010), 2,1% em 9 anos (GEHRT *et al.*, 2013) e 4,5% em 10 anos (VALENTI e VALENTI, 2009). Quando são observadas as coroas metalocerâmicas, as fraturas da porcelana de revestimento correspondem apenas a 0,4% em 5 anos, entretanto esse valor corresponde às falhas que exigiram a troca da coroa. Valores de fratura de 5,7% em 5 anos referem-se a falhas passíveis de reparo ou polimento, que muitas vezes nem são notadas pelo paciente (PJETURSSON, SAILER, *et al.*, 2007).

De acordo com a ISO 6872 e 9693 a resistência flexural mínima para as porcelanas de revestimento deve ser de 50 MPa e, neste estudo, a porcelana utilizada apresentava 90 MPa de resistência flexural (IVOCLAR, 2006; GUESS *et al.*, 2011). Entretanto, devido a complexa interação de fatores na origem e propagação das falhas, a resistência do material sozinha não tem a capacidade de ditar a confiabilidade do sistema, mas de alguma maneira, pode ser um dos fatores contribuintes no sucesso da performance dos materiais bilaminados (ABOUSHLIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009).

Segundo as análises computacionais de sobrevivência de ANUSAVICE, JADAAN e ESQUIVEL-UPSHAW (2013), a diminuição da espessura da I.E. e o aumento da espessura da porcelana de revestimento em coroas de dissilicato de lítio comprometeram a sobrevivência ao longo do tempo, principalmente se carga laterais estivessem envolvidas. Diferentemente, os resultados do presente estudo não identificaram diferenças entre os 2 modelos estratificados, sendo que o grupo IEM, apresentou probabilidade de sobrevida similar ao grupo IEC e menor que as coroas MON quando examinadas em 1, 2 e 3 milhões de ciclos. A possível justificativa é que as simulações em elementos finitos comumente não incorporam uma série de fatores envolvidos na fratura, como a presença de falhas intrínsecas nos espécimes e suas interfaces, bem como a fadiga cíclica. No entanto, a eliminação da porcelana de revestimento, como ocorreu nas coroas MON, trouxe melhoras significativas na probabilidade de sobrevida (tabela e gráfico 5.2).

Os dentes entram em contato, tanto por movimentos funcionais quanto por parafuncionais (WATANABE-KANNO e ABRÃO, 2012). Quando são observados os contatos entre os dentes é possível verificar contatos oclusais entre cúspide cêntrica e a fossa central, crista marginal ou área de ameias do dente antagonista (BENAZZI *et al.*, 2011; OKESON, 2013; BENAZZI *et al.*, 2014). Essa diversificação e distribuição dos contatos somados à dinâmica dos movimentos mandibulares aumentam a eficiência mastigatória (OKESON, 2013). O contato cúspide/crista marginal é evidenciado por diversos estudos clínicos (FRIEL, 1927; MYERS e ANDERSON, 1971; POKORNY, 1971; EHRLICH e TAICHER, 1981; HOCHMAN e EHRLICH, 1987; WATANABE-KANNO e ABRÃO, 2012) e pode ser encontrado na relação cúspide contatando a ameia entre dois dentes antagonistas ou cúspide contatando apenas uma crista marginal (HOCHMAN e EHRLICH, 1987; BENAZZI *et*

al., 2011; WATANABE-KANNO e ABRÃO, 2012; OKESON, 2013; BENAZZI *et al.*, 2014), com frequências que chegam a 13,92% e 20,68%, respectivamente na dentição natural (WATANABE-KANNO e ABRÃO, 2012). Sendo assim, os contatos em cristas marginais chegam a corresponder aproximadamente a 37% dos contatos oclusais (WATANABE-KANNO e ABRÃO, 2012). Esses dados revelam que a crista marginal participa ativamente da oclusão fisiológica, o que valida a área de contato oclusal utilizada no presente estudo. Além disso, os primeiros molares são os dentes que apresentam a maior concentração de contatos oclusais, provavelmente devido ao tamanho da sua mesa oclusal (EHRLICH e TAICHER, 1981; HOCHMAN e EHRLICH, 1987; KORIOTH, 1990), fato que ressalta sua importância na mastigação e atenção frente as restaurações realizadas no mesmo.

Análises de elemento finito realizadas a partir de dentes naturais simulando a mastigação dentro dos princípios da oclusão fisiológica, demonstraram a formação de estresses de tensão, sendo a crista marginal uma região onde estes apresentam presença marcante (BENAZZI *et al.*, 2011; BENAZZI *et al.*, 2014). BENAZZI *et al.* (2011) ao avaliar a distribuição de tensões em primeiro molar inferior durante a função mastigatória, observaram a concentração de estresses de tração no sulco méseo distal com extensão até as cristas marginais e no terço cervical das superfícies proximais com propagação para lingual. Resultados similares também puderam ser observados em segundos pré-molares inferiores (BENAZZI *et al.*, 2014). A localização das fraturas encontradas no presente estudo, de certa forma, correspondem com as áreas de concentração de estresse de tração observadas em análise de elemento finito (BENAZZI *et al.* (2011), sendo que em nosso estudo a fratura da crista em alguns espécimes estendeu-se até o terço cervical da face proximal e em direção à face vestibular ou lingual, eventualmente com comprometimento das cúspides.

Quando são observadas empiricamente, falhas clínicas nas coroas metalocerâmicas ou totalmente cerâmicas parece haver uma certa prevalência da sua ocorrência nas cristas marginais (SCHERRER *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2008; LOHBAUER *et al.*, 2008; MARCHACK *et al.*, 2008; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; ETMAN e WOOLFORD, 2010; HARDER *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; MARCHACK *et al.*, 2011; SORRENTINO *et al.*, 2012; ZHANG *et al.*, 2012; KOENIG *et al.*, 2013; OILO *et al.*, 2014), área esta que apresenta grande

quantidade de porcelana de revestimento desprovida de suporte quando o desenho da I.E convencional está associado, o que deixa a resistência da restauração a mercê apenas da resistência coesiva à tração do material de revestimento. A modificação do desenho da I.E com objetivo de melhorar o suporte à porcelana de revestimento não é uma preocupação atual. Diversos autores sugeriram a aplicação desse protocolo nas coroas metalocerâmicas desde a década de 60 (SHELBY, 1962; STRAUSSBERG, KATZ e KUWATA, 1966; HOBBO e SHILLINGBURG, 1973; MILLER, 1977; BECKER e KALDAHL, 1981; MCLEAN, 1983b; BERGER, 1989; NAYLOR, 1992; CASTELLANI *et al.*, 1994), contudo esses estudos são baseados nas suas opiniões e relatos de casos clínicos. Poucos são os estudos laboratoriais e clínicos disponíveis na literatura a respeito deste tópico (CRAIG, EL-EBRASHI e PEYTON, 1971; SHOHER e WHITEMAN, 1983; ODMAN e ANDERSSON, 2001; ULUSOY e TOKSAVUL, 2002; BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; FARDIN, 2013; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; PAULA *et al.*, 2015). Isto pode estar relacionado ao fato de que a fratura da porcelana de revestimento em coroas metalocerâmicas nunca foi um tópico de interesse para este sistema. Todavia, frente aos problemas de fraturas enfrentados pelos sistemas ceramocerâmicos, a revisão do assunto tornou-se pertinente.

As I.Es. cerâmicas tem sido construídas de forma arbitrária, sem oferecer qualquer forma de suporte à porcelana de revestimento (CRAIG, EL-EBRASHI e PEYTON, 1971; ULUSOY e TOKSAVUL, 2002; MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; BONFANTE *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; MARCHACK *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013), o que é um contrasenso, pois as porcelanas aplicadas sobre as I.Es. cerâmicas apresentam propriedades mecânicas similares as aplicadas sobre às I.Es. metálicas (ANUSAVICE, 2005; REKOW e THOMPSON, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; GUESS *et al.*, 2011).

Embora haja relatos de que coroas de infiltrado de vidro de alumina com I.E. modificada apresentam resistência à compressão estatisticamente superior às sem modificação (BONFANTE *et al.*, 2009) e de que há diminuição da extensão das fraturas nas coroas de zircônia com I.E modificada submetidas à fadiga

(LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; PAULA *et al.*, 2015), o presente estudo não identificou nenhum benefício na modificação da I.E de dissilicato de lítio. Além do comportamento estatístico similar frente as análises de Weibull entre as coroas com e sem modificação e a maior parte das fraturas das I.Es. modificadas (70%) envolveu o poste proximal e/ou a cinta lingual, o que demonstra claramente que o dissilicato de lítio falhou na tentativa de impedir a propagação das trincas e na promoção de suporte adequado à porcelana de revestimento como observado em outros estudos envolvendo coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de zircônia. Ainda, a fratura das estruturas de suporte não são relatadas para os sistemas metalocerâmicos e de zircônia (MARCHACK *et al.*, 2008; BONFANTE, SAILER, *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; MARCHACK *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; FARDIN, 2013; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; PAULA *et al.*, 2015). A partir destes dados, fica evidente que o conceito de suporte para porcelana é vago e empírico desde a sua concepção e eventualmente pode variar para cada sistema cerâmico ou mesmo metalocerâmico. Ainda, sua função deve ser questionada uma vez que para determinados sistemas, como a zircônia policristalina, outros fatores relacionados à fabricação em laboratório, como o resfriamento lento, foi mais importante e capaz de aumentar a vida útil a fadiga de coroas independente da presença de modificação do desenho da infraestrutura (PAULA *et al.*, 2015). Desta forma, aspectos relacionados à função e definição de suporte para porcelana a partir da modificação de desenho da infraestrutura ainda estão por ser determinados.

Estudos laboratoriais realizados com metodologia similar (LORENZONI *et al.*, 2010; PAULA *et al.*, 2015) ao presente estudo, demonstraram ausência de diferença estatística entre coroas ceramocerâmicas de zircônia e metalocerâmicas com e sem modificação da I.E.. Mas, diferentemente deste estudo onde a fratura da cinta e do poste foram marcantes, as fraturas encontradas nas coroas de zircônia foram de menor extensão quando comparadas com as I.Es. convencionais e restritas apenas a porcelana de revestimento sem envolvimento da cinta lingual e poste proximal, além do grupo com I.E. de zircônia modificada ser o único com resistência à fadiga similar as coroas metalocerâmicas (LORENZONI *et al.*, 2010). Entretanto, esses

dois estudos citados apresentaram o carregamento no centro da coroa, cenário muito menos desafiador do simulado no trabalho atual, que utilizou o carregamento nas cristas marginais imediatamente acima das estruturas de suporte com o objetivo de testá-las no cenário mais crítico possível.

Um estudo realizado em 2013 por FARDIN com metodologia similar não observou diferença estatística frente a modificação da I.E., tanto para as coroas de zircônia quanto para as metalocerâmicas e as fraturas observadas não apresentaram danos nas estruturas de suporte. Provavelmente esta ineficiência das estruturas de suporte do dissilicato de lítio esteja associada a sua baixa resistência mecânica quando comparada com os metais e a zircônia, que comprovadamente apresentam elevada resistência flexural e tenacidade à fratura (ANUSAVICE, 2005; GUESS *et al.*, 2011). Adicionalmente, a diminuição da extensão da fratura é benéfica do ponto de vista clínico, pois possibilita o reparo através de polimento ou reconstrução com resina composta (MENDONÇA *et al.*, 2013). Contudo quando há comprometimento estético e/ou funcional, como perda de contato oclusal ou proximal, a substituição da coroa é indicada (AL-AMLEH, LYONS e SWAIN, 2010; ZARONE, RUSSO e SORRENTINO, 2011).

Nos espécimes estratificados se observou grande quantidade de bolhas na camada da porcelana de revestimento que foram evidenciadas na análise de MEV, com contornos arredondados que seriam frutos do processo de aplicação e sinterização da porcelana, fato já observado em outros estudos (ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014). Bolhas, porosidades e impurezas podem se comportar como sítios de concentração de estresse e facilitadores no processo de propagação das falhas em áreas sob tensão e atuarem sinergicamente com outros fatores promotores de falhas, como a fadiga, cargas oclusais elevadas, baixa tenacidade à fratura e tensões geradas por estresses residuais exacerbados, o que compromete a resistência do sistema como um todo (GUESS *et al.*, 2010; LOHBAUER *et al.*, 2010; WU, NAKAGAWA e TERAOKA, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; WEI *et al.*, 2013; ZHAO *et al.*, 2014).

O próprio sistema de aplicação da porcelana de revestimento mais utilizado atualmente nos laboratórios de prótese e usado neste estudo (incremental com pincel) é extremamente sensível a erros técnicos e pode promover a incorporação

de bolhas e impurezas, mesmo com o processo de sinterização ocorrendo em ambiente controlado e forno a vácuo (GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; GUESS *et al.*, 2010; ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014). A utilização de porcelanas de revestimento prensadas / injetadas foi sugerida como solução viável para diminuir a incorporação das mesmas (TSALOUCHOU *et al.*, 2008; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009). Contudo, bolhas permanecem no sistema de porcelana prensado (BONFANTE, COELHO, *et al.*, 2010), permanecendo dúvidas sobre o seu real benefício na resistência final, conforme relatado por alguns estudos no qual a injeção de porcelana de revestimento sobre estruturas de zircônia não trouxe os ganhos esperados na resistência à fadiga frente à aplicação convencional (TSALOUCHOU *et al.*, 2008; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013), apesar de testes de resistência à compressão mostrarem o contrário (LIN *et al.*, 2012). Além disso, as pastilhas de injeção são monocromáticas, o que limita sua aplicação em áreas onde a estética é primordial (GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; IVOCLAR, 2009).

Quando uma I.E é revestida por porcelana resultando num sistema cerâmico bilaminado, sua resistência final será sempre menor quando comparada com sistema monolítico de cerâmica de alta resistência (BONA, ANUSAVICE e DEHOFF, 2003; TASKONAK, ANUSAVICE e MECHOLSKY, 2004; TASKONAK, MECHOLSKY e ANUSAVICE, 2005; WEI *et al.*, 2013; JOHANSSON *et al.*, 2014). O acúmulo de danos somados com as tensões na superfície da porcelana e os defeitos pré-existent na porcelana potencializaram as falhas, deixando a porcelana de revestimento mais susceptível às fraturas a baixa magnitude de carga e à fadiga em relação aos sistemas monolíticos (SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; WU, NAKAGAWA e TERAOKA, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; ANUSAVICE, JADAAN e ESQUIVEL-UPSHAW, 2013; WEI *et al.*, 2013; ZHAO *et al.*, 2014).

A estrutura final bilaminada apresenta elevada complexidade na distribuição dos estresses residuais, os quais são exacerbados pelas diferenças entre os coeficientes de expansão térmica da porcelana e I.E. e se não forem completamente controlados podem causar deformações nas restaurações, trincas instáveis e aumento da probabilidade de fratura durante a função (LENZ, THIES e SCHWEIZERHOF, 2002; VULT VON STEYERN *et al.*, 2006; FISCHER *et al.*, 2007;

ZAHARAN *et al.*, 2008; DITTMER *et al.*, 2009; FISCHER *et al.*, 2009; SWAIN, 2009; ZHAO *et al.*, 2012).

A utilização de sistemas monolíticos reduz os problemas citados (ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014), pois elimina a aplicação da porcelana de revestimento e a complexa interface que une esses dois materiais. Sendo assim, por ser formada apenas por um único material, espera-se uma estrutura muito menos complexa (LENZ, THIES e SCHWEIZERHOF, 2002; SWAIN, 2009; GUESS *et al.*, 2010). O dissilicato de lítio apresenta propriedades mecânicas superiores como a resistência flexural (400 MPa), tenacidade à fratura ($2,75 \text{ MPa.m}^{1/2}$) e microdureza (5,8 GPa) em relação a porcelana de revestimento (resistência flexural 90 MPa; tenacidade à fratura $0,9\text{-}1,5 \text{ MPa.m}^{1/2}$; e microdureza 5,4 GPa) (ANUSAVICE, 2005; GUESS *et al.*, 2011). O conjunto de fatores como a padronização de confecção, ausência de bolhas e porosidades internas, espessura e ganho de resistência proveniente da adição dos cristais (GUAZZATO, ALBAKRY, *et al.*, 2004a; GUESS *et al.*, 2010; ZHAO *et al.*, 2012; WEI *et al.*, 2013; ZHAO *et al.*, 2014) é provavelmente o responsável pelo desempenho clínico (ETMAN e WOOLFORD, 2010; FASBINDER *et al.*, 2010; KERN, SASSE e WOLFART, 2012; ESQUIVEL-UPSHAW *et al.*, 2013; GEHRT *et al.*, 2013; GUESS, SELZ, *et al.*, 2013; REICH e SCHIERZ, 2013) e laboratorial positivos (GUESS *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; JOHANSSON *et al.*, 2014; SEYDLER *et al.*, 2014; ZHAO *et al.*, 2014) encontrado na literatura e neste estudo.

Os valores do módulo Weibull encontrados (IEC = 1,02, IEM = 1,15 e MON = 1,12) foram baixos em relação ao encontrados para as coroas metalocerâmicas (I.E convencional = 26,8 e I.E modificada = 23,3) e de zircônia (I.E convencional = 4,4 e I.E modificada = 5,7) em estudo com metodologia idêntica, mas com carga no centro da superfície oclusal (LORENZONI *et al.*, 2010). O carregamento cíclico de 30 a 300 N no centro da coroa, diferente deste que aplicou carga sobre a crista marginal resultou num baixo módulo de Weibull que reflete o elevado desvio padrão das amostras, ilustrado pela grande dispersão das falhas nas linhas de probabilidade das análises de Weibull. Diversos são os fatores que podem nortear este cenário, desde falhas internas no material oriundas de bolhas e porosidade (GUESS *et al.*, 2010; LOHBAUER *et al.*, 2010; WU, NAKAGAWA e TERAOKA, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014), como as visualizadas nas coroas estratificadas ou a

formação de campos de estresse residuais exacerbados que podem predispor a falhas precoces em alguns espécimes (LENZ, THIES e SCHWEIZERHOF, 2002; SWAIN, 2009; GUAZZATO *et al.*, 2010; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; PAULA *et al.*, 2015).

O presente estudo utilizou um sistema injetado de cerâmica a base de dissilicato de lítio que diferente do sistema CAD/CAM no qual a manufatura da restauração ocorre a partir de um bloco fabricado industrialmente por processos quase que totalmente automatizados no laboratório de prótese, consequentemente espera-se um material mais homogêneo e livre de defeitos. O sistema injetado ainda depende muito de processos manuais (enceramento, inclusão em revestimento, remoção da cera, injeção, desinclusão do revestimento e acabamento), o que deixa o sistema a mercê de falhas humanas em diversas etapas. Além disso, durante a injeção da pastilha no interior do revestimento, ela é aquecida até obter uma forma pastosa, quase líquida, para então ser injetada e resfriada de uma só vez. Toda essa quantidade de material resfriando-se em conjunto pode induzir a formação de campos de estresse residual exacerbados e comprometer a resistência do material, facilitando a formação de trincas instáveis (SWAIN, 2009; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013), sendo a quantidade desse estresse residual diretamente proporcional ao volume do material (SWAIN, 2009; GUAZZATO *et al.*, 2010; CHOI, WADDELL e SWAIN, 2011). Frente a isso, é pertinente a execução de estudos comparando o comportamento entre os sistemas CAD/CAM e injetado submetidos ao ensaio de fadiga, bem como análises de estresse residual. Atualmente os estudos que compararam esses dois tipo de processo são baseados em teste de resistência por compressão axial (YILDIZ *et al.*, 2013; HARADA *et al.*, 2015) e quando analisam a degradação mecânica à fadiga são realizados em espécimes de anatomia simplificada (BELLI *et al.*, 2014).

Outro ponto importante é que o presente estudo laboratorial, juntamente com o de FARDIN (2013) foram realizados com aplicação de carga sobre as cristas marginais, cenário ainda nebuloso no que se refere ao comportamento e o padrão de dispersão de falhas, inviabilizando a comparação dos resultados com outros estudos.

Estudos laboratoriais e clínicos mostram coroas monolíticas com espessuras variando de 0,5 a 2,5 mm de espessura oclusal (GUESS *et al.*, 2010; MAGNE *et al.*, 2010; REICH *et al.*, 2010; SCHLICHTING *et al.*, 2011; MAGNE, STANLEY e SCHLICHTING, 2012; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; REICH e SCHIERZ, 2013; DHIMA *et al.*, 2014; JOHANSSON *et al.*, 2014; SEYDLER *et al.*, 2014; ZESEWITZ, KNAUBER e NORTHDURFT, 2014; ZHAO *et al.*, 2014). Contudo, coroas monolíticas de dissilicato de lítio com 0,5 mm de espessura oclusal chegam a oferecer aproximadamente metade da resistência compressiva de uma coroa com 1 mm de espessura, o que eleva o risco à fratura (SCHLICHTING *et al.*, 2011; MAGNE, STANLEY e SCHLICHTING, 2012; DHIMA *et al.*, 2014; SEYDLER *et al.*, 2014), predispondo o surgimento de trincas radiais devido a facilidade de formação de zonas de tração na superfície de cimentação (LAWN, B. R. *et al.*, 2002; SCHLICHTING *et al.*, 2011; MAGNE, STANLEY e SCHLICHTING, 2012; SEYDLER *et al.*, 2014), intimamente associadas as fraturas catastróficas (LAWN, B. R. *et al.*, 2002; KIM *et al.*, 2007; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; OILO *et al.*, 2014).

Dentro desta perspectiva, as espessuras acima de 1 mm devem ser indicadas (SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; DHIMA *et al.*, 2014; SEYDLER *et al.*, 2014) e a espessura escolhida de 1,5 mm no estudo atual encontra-se no meio termo dentro dos padrões de sucesso relatados, na qual tenta balancear a resistência com preservação da estrutura dental, além disso, esta é a espessura recomendada pelo fabricante do sistema utilizado (IVOCLAR, 2010b).

O teste de resistência à fadiga por intermédio da ciclagem dinâmica em água apresenta consistência na reprodução do ambiente bucal, produzindo danos similares aos encontrados na clínica (KELLY, 1999; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; COELHO, BONFANTE, *et al.*, 2009). Contrariamente, os testes laboratoriais de resistência à fratura por compressão axial não são coerentes com as características comumente relatadas no ambiente clínico, pois produzem grande número de fragmentos e requerem elevados níveis de cargas (KELLY, 1999; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; BONFANTE *et al.*, 2009) (1.100 a 1.500 N quando são consideradas estruturas estratificadas de Y-TZP (GUAZZATO, PROOS, *et al.*, 2004; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013) e até 2.686 N para

estruturas monolíticas de dissilicato de lítio (GUESS *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; SEYDLER *et al.*, 2014; ZHAO *et al.*, 2014) quando comparadas às forças fisiológicas de mastigação que estão entre 5 e 364 N (HELKIMO, CARLSSON e HELKIMO, 1977; LUNDGREN e LAURELL, 1986; KELLY, 1999). Esses dados sustentam os níveis de carga aqui utilizados (30 a 300 N).

Como é conhecido, as cerâmicas tendem a falhar sob condições de carregamento cíclico devido a propagação lenta de trincas resultante da fadiga (MORENA *et al.*, 1986; KELLY, 1999; LAWN, DENG e THOMPSON, 2001; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007; ZAHRAN *et al.*, 2008; GUESS *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; REKOW *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; ANUSAVICE, JADAAN e ESQUIVEL-UPSHAW, 2013; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; ZHANG, SAILER e LAWN, 2013). Contudo, se a fadiga for realizada em ambiente úmido, ocorre a formação do bombeamento hidráulico no interior da trinca, o que aumenta a pressão capilar na sua extremidade potencializando sua propagação. Além disso, paralelamente há a interação das moléculas de água com a rede de silício substituindo o oxigênio por terminais hidroxila, (MORENA *et al.*, 1986; DRUMMOND, NOVICKAS e LENKE, 1991; WISKOTT, NICHOLLS e BELSER, 1995; KELLY, 1999; JUNG *et al.*, 2000; KIM *et al.*, 2007; REKOW, ZHANG e THOMPSON, 2007). Nesse contexto, a falha pode ocorrer com níveis de estresse menores que 50% da resistência inicial do material, colocando a fadiga como fator significativo na limitação da sobrevivência das restaurações (PETERSON *et al.*, 1998; JUNG *et al.*, 2000; REKOW *et al.*, 2011). De acordo com isto, a fadiga cíclica foi realizada em ambiente úmido simulando os fatores chaves na propagação das trincas e ocorrência das falhas encontradas, na tentativa de simular o que ocorre no ambiente bucal.

As análises interciclos, realizadas a cada 125 mil ciclos, revelaram o surgimento de trincas do tipo cone interno (cones Hertzian) com origem sob o ponto de contato com o endentador propagando-se em direção cervical e vestibulo lingual, fato observado tanto nas coroas estratificadas quanto nas monolíticas. A presença das trincas tipo cone também foram observadas em outros estudos (GUESS *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; REKOW *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE,

MARTINS, *et al.*, 2012; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; ZHAO *et al.*, 2014; PAULA *et al.*, 2015).

Estudos de fadiga em coroas monolíticas apontaram o aparecimento de trincas radiais partindo da linha de cimentação, contudo esse tipo de falha foi relacionado com níveis elevados de carga (acima dos 1.500 N) (SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2012). A falha por trinca radial não foi observada em nenhum dos espécimes avaliados no presente estudo, provavelmente devido ao local de endentação (crista marginal) ser distante da linha de cimentação e o nível de carga aplicado ser de até 300 N, diferente de outros trabalhos (SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; JOHANSSON *et al.*, 2014; SEYDLER *et al.*, 2014; ZESEWITZ, KNAUBER e NORTHDURFT, 2014; ZHAO *et al.*, 2014).

A MEV revelou os traços (hackles, wake-hackles, twist-hackles e arrest lines) que permitiram a identificação da direção e sentido da propagação das trincas assim como a origem das fraturas (área sob o endentador), conforme ilustrado anteriormente (SCHERRER *et al.*, 2006; QUINN, 2007; SCHERRER *et al.*, 2007; SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008; ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; LOHBAUER *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; GUESS, SELZ, *et al.*, 2013; KOENIG *et al.*, 2013; OILO e GJERDET, 2013; OILO *et al.*, 2014; ZHAO *et al.*, 2014). Análises fractográficas realizadas a partir de coroas fraturadas clinicamente revelaram a presença dos mesmos padrões e características aqui encontradas (QUINN, 2007; SCHERRER *et al.*, 2007; SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; LOHBAUER *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; OILO e GJERDET, 2013; OILO *et al.*, 2014; ZHAO *et al.*, 2014), o que reforça a importância da análise microscópica dos padrões de falhas para a validação clínica do trabalho.

A relevância clínica do teste de resistência à fadiga utilizado, com força aplicada somente no sentido vertical, assim como utilizada em outros estudos (KIM *et al.*, 2007; ZAHRAN *et al.*, 2008; LORENZONI *et al.*, 2010; FARDIN, 2013; PAULA *et al.*, 2015), reproduz o comportamento de cúspides que ocluem em cristas

marginais (FRIEL, 1927; MYERS e ANDERSON, 1971; POKORNY, 1971; EHRLICH e TAICHER, 1981; HOCHMAN e EHRLICH, 1987; WATANABE-KANNO e ABRÃO, 2012). A máquina de fadiga utilizada não interrompia a ciclagem dinâmica imediatamente após a ocorrência da fratura do espécime, sendo interrompida em intervalos programados de 125.000 ciclos para análise, o que impossibilitava a detecção da falha no ciclo exato da fratura.

Independentemente do tipo de coroa analisado as trincas do tipo cone interno apresentaram a tendência de originar-se abaixo do ponto de endentação, penetrando na cerâmica e originando as fraturas. Em todos os casos o contato com o endentador resultou numa deformação de quasıplasticade semelhante a observada em outros estudos laboratoriais (LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2014; PAULA *et al.*, 2015). A reprodução dos contatos oclusais às custas de um endentador metálico (SOBRINHO *et al.*, 1998; HWANG e YANG, 2001; VULT VON STEYERN *et al.*, 2006; ZHANG *et al.*, 2006; KIM *et al.*, 2007; TSALOUCHOU *et al.*, 2008; ZAHRAN *et al.*, 2008; BONFANTE *et al.*, 2009; COELHO, SILVA, *et al.*, 2009; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2010; BONFANTE, SAILER, *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; PAULA *et al.*, 2015), pode ocasionar o desenvolvimento de níveis elevados de estresse entre a cerâmica e o endentador e exceder o encontrado no ambiente clínico (LAWN, 1998; KELLY, 1999; LAWN, BRIAN R. *et al.*, 2002).

Níveis elevados de estresse favorecem o desenvolvimento das falhas e podem ser responsáveis pelas deformações de quasıplasticidade encontrados nos testes mecânicos de fadiga (LAWN, DENG e THOMPSON, 2001; LAWN, BRIAN R. *et al.*, 2002; ZHANG *et al.*, 2006; KIM *et al.*, 2007; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; PAULA *et al.*, 2015). Frente a isso, há certa tendência em buscar a utilização de endentadores que apresentem módulo de elasticidade próximo ao do esmalte dental (BHOWMICK *et al.*, 2007; MAGNE *et al.*, 2010; SCHLICHTING *et al.*, 2011; FARDIN, 2013; LORENZONI, 2013; ZHAO *et al.*, 2014) ou até mesmo a utilização de folha de polietileno entre o espécime e o

endentalizador metálico (BEUER *et al.*, 2009; JOHANSSON *et al.*, 2014) com objetivo de reduzir a transmissão de estresse. Portanto, optou-se pela utilização de endentalizadores de dissilicato de lítio, tendo em vista que seu módulo de elasticidade (95 GPa) é semelhante ao do esmalte dentário (94 GPa) (GUESS *et al.*, 2011), ao invés de utilizar endentalizadores de aço ou carbureto de tungstênio que apresentam módulo de elasticidade de aproximadamente 199 e 614 GPa, respectivamente, (LAWN, BRIAN R. *et al.*, 2002; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012). O dissilicato apresenta desgaste compatível com o esmalte (SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011) e índices de fratura muito baixos em condições normais durante os testes de ciclagem (FARDIN, 2013), diferentemente dos endentalizadores de porcelana de revestimento (BHOWMICK *et al.*, 2007). Não obstante, seu uso mostrou a formação de áreas de deformação no local de contato com a crista marginal e, em alguns casos, presença de trincas que não resultaram em fraturas quando antagonizados tanto com as coroas estratificadas quanto com as monolíticas. A utilização de um endentalizador para ciclagem de cada crista marginal tornou cada um deles um novo espécime, que sofreu discreta deformação de quasiplasticidade na superfície de contato.

BHOWMICK *et al.* (2007) investigando o papel do módulo de elasticidade do endentalizador de carbureto de tungstênio e de porcelana na evolução das trincas observaram uma queda de 40% na carga necessária para formação de trincas tipo cone interno quando os endentalizadores metálicos eram utilizados ao invés do vidro. O grande problema é que o contato porcelana / porcelana gera alto coeficiente friccional, o que favorece a formação das trincas. Em contrapartida, o contato metal / porcelana apresenta pressão mais elevada, mas pouco componente friccional, principalmente após alguns ciclos. Na tentativa de solucionar este problema há a tendência do uso de endentalizadores de esteatito por serem menos duros que o aço inoxidável e o carbureto de tungstênio, o que poderia reduzir a pressão no ponto de contato e portanto, a extensão dos danos para uma maior proximidade ao ambiente clínico (DELONG e DOUGLAS, 1983; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; ZHAO *et al.*, 2012; PREIS *et al.*, 2013; DUPRIEZ, VON KOECKRITZ e KUNZELMANN, 2014; ZHAO *et al.*, 2014). Apesar disso, o estudo de Lorenzoni (2013) não encontrou diferenças entre o uso de endentalizadores de carbureto de tungstênio e esteatito em relação a probabilidade de sobrevida e do padrão de falha

das coroas ceramocerâmicas de zircônia. Contudo, mais estudos comparativos são pertinentes para validar e padronizar o seu uso.

No ponto de carga, a pressão do contato aumenta inversamente com o diâmetro do endentador (LAWN, 1998; LAWN, BRIAN R. *et al.*, 2002; BHOWMICK *et al.*, 2007; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012), ou seja a medida que seu diâmetro diminui, ocorre a tendência da formação precoce de trincas (BHOWMICK *et al.*, 2007). Entretanto, apesar do uso de endentadores com diâmetros maiores aumentar o limiar para o início do dano, as falhas tendem a ser mais catastróficas (BHOWMICK *et al.*, 2007). O diâmetro do endentador utilizado neste estudo (6,36 mm ou raio de 3,18 mm) seguiu o padrão utilizado na literatura (KIM *et al.*, 2007; BONFANTE *et al.*, 2009; BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2010; BONFANTE, SAILER, *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, THOMPSON, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, RAFFERTY, *et al.*, 2012; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; PAULA *et al.*, 2015), que é o tamanho médio das cúspides dentais (raio de 2 a 4 mm) (JUNG *et al.*, 2000). Todavia, devido ao desgaste e a deformação de quasisplaticidade a área de contato entre o endentador e a crista marginal aumentava progressivamente a medida que o teste evoluía, o que estão intimamente associados com a propagação das trincas e degradação da resistência (JUNG *et al.*, 2000; LAWN, DENG e THOMPSON, 2001; LAWN, BRIAN R. *et al.*, 2002; ZHANG *et al.*, 2006; QUINN, 2007; GUESS, ZHANG e THOMPSON, 2009; ROSENTRITT *et al.*, 2009; PAULA *et al.*, 2015). A formação de facetas de desgastes é um processo natural que ocorre durante a função em dentes naturais (BENAZZI *et al.*, 2011; ESQUIVEL-UPSHAW *et al.*, 2013; BENAZZI *et al.*, 2014) e muitas vezes, podem estar relacionadas com a origem das falhas clínicas (SILVA *et al.*, 2010; KOENIG *et al.*, 2013; ZHANG, SAILER e LAWN, 2013). Oilo *et al.* (2014) relataram, em seu estudo clínico, que as fraturas coesivas das coroas cerâmicas apresentam origem a partir dos contatos oclusais, o que coincide com a formação de trincas observadas em trabalhos clínicos e laboratoriais (SCHERRER *et al.*, 2007; MARCHACK *et al.*, 2008; SCHERRER, QUINN e QUINN, 2008; BONFANTE, SAILER, *et al.*, 2010; LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012; GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; GUESS, SELZ, *et al.*, 2013; KOENIG *et al.*, 2013;

LORENZONI, 2013; OILO e GJERDET, 2013; ZHANG, SAILER e LAWN, 2013; OILO *et al.*, 2014; ZHAO *et al.*, 2014; PAULA *et al.*, 2015).

Grandes avanços foram feitos no aumento resistências à fratura das restaurações cerâmica pela adição da fase cristalina. Porém, somente aumentar a resistência flexural do material não é suficiente para melhorar drasticamente a sobrevivência clínica, embora apresente alguma influencia nos padrões de fratura (REKOW *et al.*, 2011). A mecânica da fratura é multifatorial e extremamente complexa para ser resolvida de maneira tão simples. As diversas propriedades mecânicas estarão sempre interagindo com fatores como umidade, diferenças de ph, temperatura, microbiota bucal, fadiga, geometria coronária, substrato dentário, padrão de força oclusal, entre outras para formação das falhas.

As análises de probabilidade do teste de Weibull (gráfico 5.1, 5.2 e 5.3) mostraram a tendência de falhas precoces das coroas estratificadas, corroborando o fato de que o uso da porcelana de revestimento tende a enfraquecer o sistema independente do desenho de I.E aplicado, assim como sugerido por outros estudos (LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA, BONFANTE, *et al.*, 2011; SILVA, BONFANTE, MARTINS, *et al.*, 2012). Provavelmente, a melhora das propriedades mecânicas das porcelanas de revestimento, sem comprometer suas excelentes propriedades estéticas ou o uso de coroas com I.Es. anatômicas (GUESS, BONFANTE, *et al.*, 2013; WEI *et al.*, 2013) seja um caminho viável. Não obstante, o uso de coroas monolíticas pode ser uma solução conveniente em regiões com índices de carga moderado e exigências estéticas não tão primordiais.

Atenção especial deve ser dada aos aspectos oclusais. Boa parte dos estudos fractográficos revelaram que as fraturas apresentam sua origem na superfície oclusal. Em alguns estudos podem ser vistos que essas falhas estão associadas com rugosidades na superfície da porcelana devido a facetas de desgaste por contato oclusal ou desgastes provenientes de ajustes (ABOUSHELIB, FEILZER e KLEVERLAAN, 2009; ROSENTRITT *et al.*, 2009; SAILER *et al.*, 2009; VALENTI e VALENTI, 2009; SILVA *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2011; KOENIG *et al.*, 2013; OILO e GJERDET, 2013; ZHANG, SAILER e LAWN, 2013; OILO *et al.*, 2014).

Os dados deste e do estudo de FARDIN (2013), apontaram as cristas marginais como uma área de fragilidade para as restaurações, mesmo com o uso de

coroas com I.E. modificada e coroas monolíticas com cerâmica de propriedades mecânicas superiores. Esses dados permitem sugerir que contatos oclusais diretamente e unicamente sobre as cristas marginais deveriam ser suavizados, evitados ou redistribuídos em diversos pontos da superfície oclusal, a fim de dissipar a carga ao longo eixo dentário da coroa e evitar sobrecarga de um ponto específico.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Apesar das limitações encontradas, a análise dos resultados desta pesquisa permitiu as seguintes conclusões:

1. O desenho modificado da I.E. não aumentou a probabilidade de sobrevida das coroas estratificadas, pois sua probabilidade foi similar as estratificadas de I.E. convencional em todos os tempos avaliados e inferior as coroas monolíticas a partir de 1 milhão de ciclos. Além disso, o desenho modificado da I.E. não foi capaz de restringir a fratura coesiva da porcelana de revestimento, visto que houve predominância de fraturas das estruturas de suporte (cinta lingual e poste proximal), sendo a primeira hipótese rejeitada. Falhas coesivas foram predominantes nas coroas estratificadas convencionais.
 2. A utilização das coroas monolíticas aumentou a probabilidade de sobrevida a partir de 1 milhão de ciclos quando comparada com as estratificadas de I.E. modificada e somente a partir de 3 milhões quando comparadas com as estratificadas com I.E. convencional. Portanto, a segunda hipótese foi parcialmente aceita. Falhas coesivas foram encontradas nas coroas monolíticas.
-

8 REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

ABERNETHY, R. **The New Weibull Handbook**. North Palm Beach, 2006.

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

ABOUSHELIB, M. N.; KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. **Dent Mater**, v. 22, n. 9, p. 857-63, Sep 2006.

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

ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M. V. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 71, n. 1, p. 99-107, Oct 15 2004.

ANUNMANA, C.; ANUSAVICE, K. J.; MECHOLSKY, J. J., JR. Interfacial toughness of bilayer dental ceramics based on a short-bar, chevron-notch test. **Dent Mater**, v. 26, n. 2, p. 111-7, Feb 2010.

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

ANUSAVICE, K. J.; JADAAN, O. M.; ESQUIVEL-UPSHAW, J. F. Time-dependent fracture probability of bilayer, lithium-disilicate-based, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/veneer thickness ratio and load orientation. **Dent Mater**, v. 29, n. 11, p. 1132-8, Nov 2013.

APEL, E. et al. Phenomena and mechanisms of crack propagation in glass-ceramics. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 1, n. 4, p. 313-25, Oct 2008.

BECKER, C. M.; KALDAHL, W. B. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. **J Prosthet Dent**, v. 45, n. 3, p. 268-77, Mar 1981.

BEIER, U. S.; KAPFERER, I.; DUMFAHRT, H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. **Int J Prosthodont**, v. 25, n. 1, p. 70-8, Jan-Feb 2012.

BELLI, R. et al. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. **Dent Mater**, v. 30, n. 4, p. 424-32, Apr 2014.

BELLI, R.; PETSCHOLT, A.; LOHBAUER, U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 21, p. 167-77, May 2013.

BENAZZI, S. et al. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Investig**, v. 18, n. 2, p. 369-75, 2014.

BENAZZI, S. et al. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars. **J Anat**, v. 219, n. 3, p. 259-72, Sep 2011.

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

BEUER, F. et al. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. **Dent Mater**, v. 25, n. 1, p. 121-8, Jan 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.

BONA, A. D.; ANUSAVICE, K. J.; DEHOFF, P. H. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. **Dent Mater**, v. 19, n. 7, p. 662-9, Nov 2003.

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.

CARVALHO, A. O. et al. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. **J Prosthet Dent**, v. 111, n. 4, p. 310-7, Apr 2014.

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

CHOI, J. E.; WADDELL, J. N.; SWAIN, M. V. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: Indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. **Dent Mater**, Sep 9 2011.

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

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

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

CONRAD, H. J.; SEONG, W. J.; PESUN, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. **J Prosthet Dent**, v. 98, n. 5, p. 389-404, Nov 2007.

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

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

DE JAGER, N.; PALLAV, P.; FEILZER, A. J. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. **Dent Mater**, v. 21, n. 3, p. 242-51, Mar 2005.

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

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.

DENRY, I.; HOLLOWAY, J. A. Ceramics for dental applications: a review. **Materials. Molecular Diversity Preservation International**, v. 3, n. 1, p. 351-368, 2010.

DHIMA, M. et al. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment under dynamic loading of lithium disilicate restorative systems for posterior applications. Part 2. **J Prosthodont**, v. 23, n. 5, p. 353-7, Jul 2014.

DITTMER, M. P. et al. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. **Acta Biomater**, v. 5, n. 8, p. 3231-9, Oct 2009.

DITTMER, M. P. et al. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. **J Oral Rehabil**, v. 38, n. 4, p. 278-85, Apr 2011.

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

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

DUNDAR, M. et al. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. **Dent Mater**, v. 23, n. 5, p. 630-6, May 2007.

DUPRIEZ, N. D.; VON KOECKRITZ, A. K.; KUNZELMANN, K. H. A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, Oct 10 2014.

EHRlich, J.; TAICHER, S. Intercuspal contacts of the natural dentition in centric occlusion. **J Prosthet Dent**, v. 45, n. 4, p. 419-21, Apr 1981.

ESQUIVEL-UPSHAW, J. et al. Randomized, controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance. **J Prosthodont**, v. 22, n. 3, p. 166-73, Apr 2013.

ESQUIVEL-UPSHAW, J. F. et al. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. **Int J Prosthodont**, v. 17, n. 4, p. 469-75, Jul-Aug 2004.

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.

FARDIN, V. P. **A avaliação da confiabilidade e modo de falha de coroas de sistemas cerâmicos em função do desenho da infraestrutura e da aplicação de carga em cristas marginais**. 2013. 177 Mestrado (Mestrado). Departamento de Prótese, Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru.

FARDIN, V. P. et al. Elo Fraco das Cerâmicas. **Pró Odonto: Prótese**, v. 5, n. 4, p. 9-114, 2014.

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.

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

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

FRADEANI, M.; REDEMAGNI, M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. **Quintessence Int**, v. 33, n. 7, p. 503-10, Jul-Aug 2002.

FRIEL, S. Occlusion. Observations on its development from infancy to old age. **International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography**, v. 13, n. 4, p. 322-343, 4// 1927.

GEHRT, M. et al. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. **Clin Oral Investig**, v. 17, n. 1, p. 275-84, Jan 2013.

GHERLONE, E. et al. A 3 years retrospective study of survival for zirconia-based single crowns fabricated from intraoral digital impressions. **J Dent**, v. 42, n. 9, p. 1151-5, Sep 2014.

GOODACRE, C. J. et al. Clinical complications in fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent**, v. 90, n. 1, p. 31-41, Jul 2003.

GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dent Mater**, v. 20, n. 5, p. 441-8, Jun 2004a.

_____. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dent Mater**, v. 20, n. 5, p. 449-56, Jun 2004b.

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

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

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

GUESS, P. C. et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. **Dent Clin North Am**, v. 55, n. 2, p. 333-52, ix, Apr 2011.

GUESS, P. C. et al. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. **Int J Prosthodont**, v. 26, n. 1, p. 21-5, Jan-Feb 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.

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

HARADA, A. et al. Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. **Eur J Oral Sci**, Feb 16 2015.

HARDER, S. et al. Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. **J Dent**, v. 38, n. 11, p. 875-81, Nov 2010.

HEFFERNAN, M. J. et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 1, p. 4-9, Jul 2002a.

_____. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 1, p. 10-5, Jul 2002b.

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

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

HOCHMAN, N.; EHRLICH, J. Tooth contact location in intercuspal position. **Quintessence Int**, v. 18, n. 3, p. 193-6, Mar 1987.

HOOD, J. A. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. **Int Dent J**, v. 41, n. 1, p. 25-32, Feb 1991.

HOOSHMAND, T. et al. Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. **J Dent**, v. 40, n. 2, p. 139-45, Feb 2012.

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

IVOCLAR. IPS e.max Ceram: instruções de uso. **Ivoclar Vivadent**, p. 1-56, 2006.

_____. IPS e.max ZirPress: instruções de uso. **Ivoclar Vivadent**, p. 1-76, 2009.

_____. IPS e.max CAD: instruções de uso. **Ivoclar Vivadent**, v. <http://www.ivoclarvivadent.com.br/zoolu-website/media/document/5398/IPS+e-max+CAD+Laboratorio>, p. 1-64, 2010a.

_____. IPS e.Max Press: instruções de uso. **Ivoclar Vivadent**, v. <http://www.ivoclarvivadent.com.br/zoolu-website/media/document/5403/IPS+e-max+Press>, p. 1-64, 2010b.

JOHANSSON, C. et al. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. **Acta Odontol Scand**, v. 72, n. 2, p. 145-53, Feb 2014.

JUNG, Y. G. et al. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. **J Dent Res**, v. 79, n. 2, p. 722-31, Feb 2000.

KELLY, J. R. Perspectives on strength. **Dent Mater**, v. 11, n. 2, p. 103-10, Mar 1995.

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

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

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

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

KERN, M.; SASSE, M.; WOLFART, S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. **J Am Dent Assoc**, v. 143, n. 3, p. 234-40, Mar 2012.

KHERS, S. C. et al. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. **J Prosthet Dent**, v. 64, n. 2, p. 139-47, Aug 1990.

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

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.

KINSEL, R. P.; LIN, D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. **J Prosthet Dent**, v. 101, n. 6, p. 388-94, Jun 2009.

KOENIG, V. et al. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. **J Dent**, v. 41, n. 12, p. 1164-74, Dec 2013.

KORIOTH, T. W. Number and location of occlusal contacts in intercuspal position. **J Prosthet Dent**, v. 64, n. 2, p. 206-10, Aug 1990.

LAWN, B. R. Indentation of Ceramics with Spheres: A Century after Hertz. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 81, n. 8, p. 1977-1994, 1998.

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

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

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

LEKESIZ, H. Reliability Estimation for Single-unit Ceramic Crown Restorations. **J Dent Res**, Jul 21 2014.

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

LIN, W. S. et al. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. **J Prosthodont**, v. 21, n. 5, p. 353-62, Jul 2012.

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.

LOHBAUER, U. et al. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. **Dent Mater**, v. 24, n. 1, p. 39-44, Jan 2008.

LORENZONI, F. C. **Avaliação da confiabilidade e modo de falha de coroas cerâmicas em função do módulo de elasticidade dos endentadores**. 2013. 118 Doutorado (Doutorado). Departamento de Prótese, Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru.

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.

LORENZONI, F. C. et al. Forma e características das infraestruturas para próteses metalocerâmicas e ceramocerâmicas. **Programa de Atualização em Prótese dentária**, v. 3, n. 3, p. 9-87, 2012.

LU, Y. et al. Nickel-based (Ni-Cr and Ni-Cr-Be) alloys used in dental restorations may be a potential cause for immune-mediated hypersensitivity. **Med Hypotheses**, v. 73, n. 5, p. 716-7, Nov 2009.

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

MA, L.; GUESS, P. C.; ZHANG, Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. **Dent Mater**, v. 29, n. 7, p. 742-51, Jul 2013.

MAGNE, P. et al. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. **J Prosthet Dent**, v. 104, n. 3, p. 149-57, Sep 2010.

MAGNE, P.; STANLEY, K.; SCHLICHTING, L. H. Modeling of ultrathin occlusal veneers. **Dent Mater**, v. 28, n. 7, p. 777-82, Jul 2012.

MALAMENT, K. A.; SOCRANSKY, S. S. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 20 years: Part IV. The effects of combinations of variables. **Int J Prosthodont**, v. 23, n. 2, p. 134-40, Mar-Apr 2010.

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.

MARCHACK, B. W. et al. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. **J Prosthet Dent**, v. 106, n. 3, p. 145-52, Sep 2011.

MCGINLEY, E. L. et al. Effects of surface finishing conditions on the biocompatibility of a nickel-chromium dental casting alloy. **Dent Mater**, v. 27, n. 7, p. 637-50, Jul 2011.

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

MCLEAN, J. W. **Dental Ceramics: Proceedings of the First International Symposium on Ceramics**. Chicago: Quintessence 1983a.

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

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

MENDONÇA, L. M. et al. Reparos em Prótese dentária. **Pro-Odonto Prótese**, v. 4, n. 2, p. 39-106, 2013.

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

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

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

MYERS, G. E.; ANDERSON, J. R., JR. Nature of contacts in centric occlusion in 32 adults. **J Dent Res**, v. 50, n. 1, p. 7-13, Jan-Feb 1971.

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

NELSON, W. B. **Accelerated Testing: Statistical Models, Test Plans, and Data Analysis**. New York: John Wiley & Sons, 2004. ISBN 9780470316795.

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

OILO, M.; GJERDET, N. R. Fractographic analyses of all-ceramic crowns: a study of 27 clinically fractured crowns. **Dent Mater**, v. 29, n. 6, p. e78-84, Jun 2013.

OILO, M. et al. Fractographic features of glass-ceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function. **Eur J Oral Sci**, v. 122, n. 3, p. 238-44, Jun 2014.

OKESON, J. P. **Tratamento Das Desordens Temporomandibulares e Oclusão**. Elsevier 2013. 504 ISBN 9788535262209.

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

_____. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. **J Dent**, v. 40, n. 6, p. 527-30, Jun 2012.

PALAMARA, J. E.; PALAMARA, D.; MESSER, H. H. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. **Aust Dent J**, v. 47, n. 3, p. 218-22, Sep 2002.

PAULA, V. G. et al. Slow cooling protocol improves fatigue life of zirconia crowns. **Dent Mater**, v. 31, n. 2, p. 77-87, Feb 2015.

PEGORARO, L. F. et al. **Prórese Fixa**. São Paulo: Artes Médicas, 2002.

PETERSON, I. M. et al. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. **Dent Mater**, v. 14, n. 1, p. 80-9, Jan 1998.

PJETURSSON, B. E. et al. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). **Clin Oral Implants Res**, v. 18 Suppl 3, p. 97-113, Jun 2007.

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

POKORNY, D. K. Current procedures in fixed prosthodontics. **Dent Clin North Am**, v. 15, n. 3, p. 685-710, Jul 1971.

PREIS, V. et al. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. **Quintessence Int**, v. 44, n. 5, p. 393-405, May 2013.

PROOS, K. A. et al. Finite element analysis studies of an all-ceramic crown on a first premolar. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 4, p. 404-12, Jul-Aug 2002.

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

QUINN, G. D.; GIUSEPPETTI, A. A.; HOFFMAN, K. H. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. **Dent Mater**, v. 30, n. 5, p. e99-e111, May 2014.

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.

REICH, S.; SCHIERZ, O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. **Clin Oral Investig**, v. 17, n. 7, p. 1765-72, Sep 2013.

REITEMEIER, B. et al. A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings. **J Prosthet Dent**, v. 109, n. 3, p. 149-55, Mar 2013.

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

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

REKOW, E. D. et al. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. **J Dent Res**, v. 90, n. 8, p. 937-52, Aug 2011.

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

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

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

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.

SAILER, I. 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 II: Fixed dental prostheses. **Clin Oral Implants Res**, v. 18 Suppl 3, p. 86-96, Jun 2007.

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

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

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

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

SCHLICHTING, L. H. et al. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. **J Prosthet Dent**, v. 105, n. 4, p. 217-26, Apr 2011.

SCHWEIGER, M. et al. **Lithium silicate materials**. PUBLICATION, P. A. United States of American Ivoclar Vivadent AG. US20080125303 A1: 1-20 p. 2008.

SCURRIA, M. S.; BADER, J. D.; SHUGARS, D. A. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. **J Prosthet Dent**, v. 79, n. 4, p. 459-64, Apr 1998.

SEYDLER, B. et al. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. **Clin Oral Investig**, v. 18, n. 4, p. 1165-71, May 2014.

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

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

SILVA, N. R. et al. Conventional and modified veneered zirconia vs. metalloceramic: fatigue and finite element analysis. **J Prosthodont**, v. 21, n. 6, p. 433-9, Aug 2012.

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 metalloceramic 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.

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

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.

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

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

STUDART, A. R. et al. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. **Dent Mater**, v. 23, n. 2, p. 177-85, Feb 2007.

SUNDH, A.; SJOGREN, G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. **J Oral Rehabil**, v. 31, n. 7, p. 682-8, Jul 2004.

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

TAN, K. et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. **Clin Oral Implants Res**, v. 15, n. 6, p. 654-66, Dec 2004.

TASKONAK, B.; ANUSAVICE, K. J.; MECHOLSKY, J. J., JR. Role of investment interaction layer on strength and toughness of ceramic laminates. **Dent Mater**, v. 20, n. 8, p. 701-8, Oct 2004.

TASKONAK, B.; MECHOLSKY, J. J., JR.; ANUSAVICE, K. J. Residual stresses in bilayer dental ceramics. **Biomaterials**, v. 26, n. 16, p. 3235-41, Jun 2005.

TASKONAK, B.; SERTGOZ, A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. **Dent Mater**, v. 22, n. 11, p. 1008-13, Nov 2006.

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.

TSALOUCHOU, E. et al. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. **Dent Mater**, v. 24, n. 3, p. 308-18, Mar 2008.

TYSOWSKY, G. W. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. **Dent Today**, v. 28, n. 3, p. 112-3, Mar 2009.

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

VALENTI, M.; VALENTI, A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. **Quintessence Int**, v. 40, n. 7, p. 573-9, Jul-Aug 2009.

VIDOTTI, H. A. **Influência da ciclagem térmica e mecânica em água na resistência ao cisalhamento da união infraestrutura/porcelana de cobertura de diferentes sistemas totalmente cerâmicos**. 2011. Mestrado (Mestrado). Departamento de Prótese, Faculdade de Odontologia de Bauru Universidade de São Paulo (FOB-USP), Bauru.

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

WALTON, T. R. A ten-year longitudinal study of fixed prosthodontics: 1. Protocol and patient profile. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 4, p. 325-31, Jul-Aug 1997.

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

WATANABE-KANNO, G. A.; ABRÃO, J. Study of the number of occlusal contacts in maximum intercuspation before orthodontic treatment in subjects with Angle Class I and Class II Division 1 malocclusion. **Dental Press J. Orthod.**, v. 17, n. 1, p. 138-147, 2012.

WEI, Y. R. et al. [Influence of veneer application on failure behavior and reliability of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns]. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi**, v. 48, n. 2, p. 91-5, Feb 2013.

WEINSTEIN, M. et al. **Fused Porcelain-to-metal teeth**. USA. Patent 3 052 982 1962.

WISKOTT, H. W.; BELSER, U. C. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. **J Prosthet Dent**, v. 73, n. 2, p. 169-83, Feb 1995.

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

WU, X.; NAKAGAWA, M.; TERAOKA, F. Failure morphology of all-ceramic prostheses. **Dent Mater J**, v. 31, n. 3, p. 494-8, 2012.

YILDIZ, C. et al. Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. **J Prosthodont**, v. 22, n. 7, p. 537-42, Oct 2013.

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

ZARONE, F.; RUSSO, S.; SORRENTINO, R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. **Dent Mater**, v. 27, n. 1, p. 83-96, Jan 2011.

ZESEWITZ, T. F.; KNAUBER, A. W.; NORTHDURFT, F. P. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. **Int J Prosthodont**, v. 27, n. 3, p. 264-6, May-Jun 2014.

ZHANG, Y. et al. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. **J Dent Res**, v. 91, n. 3, p. 311-5, Mar 2012.

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

ZHANG, Y.; SAILER, I.; LAWN, B. R. Fatigue of dental ceramics. **J Dent**, v. 41, n. 12, p. 1135-47, Dec 2013.

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.

ZHAO, K. et al. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. **Dent Mater**, v. 30, n. 2, p. 164-71, Feb 2014.

9 ANEXOS

ANEXO A

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

Análise no estereomicroscópio

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

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

ANEXO B

Tabela dos danos presentes em cada espécime – Ciclos , modo de falha e perímetro das fraturas dos grupos avaliados.

Face	Grupos	Falha (ciclo)	Tipo de Falha	Perímetro da fratura (mm ²)
Mesial	IEC 01	125000	Coesiva na porcelana	22,74
Mesial	IEC 02	250000	Coesiva na porcelana	20,67
Mesial	IEC 03	2000000	Catastrófica (Porcelana + IE)	71,43
Mesial	IEC 04	250000	Coesiva na porcelana	10,59
Mesial	IEC 05	500000	Coesiva na porcelana	21,70
Mesial	IEC 06	2125000	Coesiva na porcelana	16,53
Mesial	IEC 07	250000	Coesiva na porcelana	16,74
Mesial	IEC 08	125000	Coesiva na porcelana	12,23
Mesial	IEC 09	625000	Coesiva na porcelana	19,83
Mesial	IEC 10	250000	Coesiva na porcelana	21,71
Distal	IEC 01	375000	Coesiva na porcelana	11,63
Distal	IEC 02	250000	Coesiva na porcelana	26,48
Distal	IEC 03	0	Não pode ser ciclada devido a extensão da falha mesial	0,00
Distal	IEC 04	250000	Coesiva na porcelana	20,60
Distal	IEC 05	500000	Coesiva na porcelana com exposição da IE	24,59
Distal	IEC 06	2375000	Coesiva na porcelana	23,38
Distal	IEC 07	125000	Coesiva na porcelana	16,89
Distal	IEC 08	875000	Coesiva na porcelana	31,73
Distal	IEC 09	250000	Coesiva na porcelana	28,07
Distal	IEC 10	250000	Coesiva na porcelana	29,03
Face	Grupos	Falha (ciclo)	Tipo de Falha	Perímetro da fratura (mm ²)
Mesial	IEM 01	250000	Coesiva na porcelana e fratura do poste	21,44
Mesial	IEM 02	250000	Coesiva na porcelana e pequena porção do poste	24,74
Mesial	IEM 03	625000	Coesiva com exposição da IE e fratura do 1/3 anterior do poste	45,32
Mesial	IEM 04	125000	Coesiva da porcelana com fratura do poste e cinta	36,72
Mesial	IEM 05	125000	Coesiva na porcelana	19,81
Mesial	IEM 06	875000	Coesiva na porcelana com exposição da IE e fratura do poste e cinta	46,32
Mesial	IEM 07	375000	Coesiva na porcelana e 1/3 anterior do poste	28,46

Mesial	IEM 08	250000	Coesiva na porcelana	3,68
Mesial	IEM 09	625000	Coesiva na porcelana	20,60
Mesial	IEM 10	125000	Coesiva com exposição da IE e fratura do poste	22,65
Distal	IEM 01	375000	Coesiva com exposição da IE e fratura do poste	21,16
Distal	IEM 02	375000	Coesiva na porcelana	5,24
Distal	IEM 03	250000	Coesiva na porcelana com exposição da IE e fratura do poste e cinta	39,55
Distal	IEM 04	250000	Coesiva na porcelana com fratura da cinta	28,95
Distal	IEM 05	250000	Coesiva na porcelana com fratura da cinta	29,92
Distal	IEM 06	625000	Coesiva na porcelana com exposição da IE	15,66
Distal	IEM 07	250000	Coesiva na porcelana com fratura do poste	17,81
Distal	IEM 08	1750000	Coesiva na porcelana com fratura do poste e cisntal	42,42
Distal	IEM 09	2250000	Coesiva na porcelana	20,60
Distal	IEM 10	1375000	Coesiva na porcelana com exposição da IE e fratura do poste e cinta	33,41
Face	Grupos	Falha (ciclo)	Tipo de Falha	Perímetro da fratura (mm²)
Mesial	MON 01	1125000	Coesiva na cerâmica	13,21
Mesial	MON 02	750000	Coesiva na cerâmica	27,31
Mesial	MON 03	1875000	Coesiva na cerâmica	3,37
Mesial	MON 04	2500000	Coesiva na cerâmica	1,66
Mesial	MON 05	625000	Coesiva na cerâmica	9,77
Mesial	MON 06	1750000	Coesiva na cerâmica	32,39
Mesial	MON 07	375000	Coesiva na cerâmica	21,96
Mesial	MON 08	125000	Coesiva na cerâmica	1,20
Mesial	MON 09	1000000	Coesiva na cerâmica	8,06
Mesial	MON 10	3625000	Coesiva na cerâmica	49,12
Distal	MON 01	125000	Coesiva na cerâmica	6,85
Distal	MON 02	125000	Coesiva na cerâmica	3,25
Distal	MON 03	2250000	Coesiva na cerâmica	24,16
Distal	MON 04	1500000	Coesiva na cerâmica	5,40
Distal	MON 05	125000	Coesiva na cerâmica	3,01
Distal	MON 06	250000	Coesiva na cerâmica	32,55
Distal	MON 07	2125000	Coesiva na cerâmica	24,71
Distal	MON 08	2875000	Coesiva na cerâmica	35,04
Distal	MON 09	625000	Coesiva na cerâmica	9,54
Distal	MON 10	750000	Coesiva na cerâmica	25,84